

# **EFFECTO DE LA MICROGRAVEDAD SOBRE LA PÉRDIDA DE MASA ÓSEA A NIVEL MIEMBRO INFERIOR MEDIANTE ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS**

**SEBASTIAN SALDARRIAGA TAMAYO**

**Trabajo de grado para optar al título de  
Ingeniero Biomédico**

**Yesid Montoya Goez  
Magister, Ingeniería Civil**



**UNIVERSIDAD EIA  
INGENIERÍA BIOMÉDICA  
ENVIGADO  
2019**

## AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mi familia por el apoyo constante en llevar mi proyecto de vida adelante, y todos los compañeros que permitieron mejorar mi formación como ingeniero.

Para el director del trabajo de grado, Yesid Montoya, por su contante apoyo, motivación y disposición para enseñar.

Al Dr. Hugo Giambini de la universidad de Texas en San Antonio, por su apoyo durante mis practicas en la universidad y para el uso de todas las plataformas digitales que permitieron avanzar con el trabajo de grado durante mi estancia allá.

## CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN.....	9
1. PRELIMINARES.....	10
1.1 Planteamiento del problema .....	10
1.2 Objetivos del proyecto .....	11
1.2.1 Objetivo General.....	11
1.2.2 Objetivos Específicos .....	11
1.3 Marco de referencia.....	11
2. METODOLOGÍA.....	16
3. PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	31
4. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES.....	38
REFERENCIAS .....	40

## LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1 Valores de $\beta_{CT}$ y $\sigma_{CT}$ obtenidos de literatura (Giambini et al., 2015).....	19
Tabla 2 Medidas antropométricas del autor del presente trabajo de grado para la realización del análisis de movimiento.....	24
Tabla 3 Calculo de tamaños muestral para número de ensayos de análisis de marcha ..	26
Tabla 4 Fuerzas [N], en las articulaciones principales de miembro inferior de los huesos evaluados. ....	28
Tabla 5 Fuerzas [N] de la tabla 4, de las articulaciones principales de miembro inferior de los huesos evaluados dividido por el factor de 100 para ingresar al software utilizado para la simulación. ....	31
Tabla 6 Esfuerzos máximos Von Mises entregados por el software de los huesos de miembro inferior en [MPa].....	33
Tabla 7 Esfuerzos máximos Von Mises de los huesos de miembro inferior en [MPa] luego de ser operados por los factores de escalamiento. ....	33
Tabla 8 Desplazamientos máximos totales entregados por el software de los huesos de miembro inferior en [mm]. ....	34
Tabla 9 Desplazamientos máximos totales de los huesos de miembro inferior en [mm] luego de ser operados por los factores de escalamiento. ....	35
Tabla 10 Deformaciones máximas Von Mises entregados por el software de los huesos de miembro inferior.....	36
Tabla 11 Deformaciones máximas Von Mises de los huesos de miembro inferior luego de ser operados por los factores de escalamiento. ....	36

## LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1 Componentes principales de los huesos ejemplificado en el fémur. Imagen tomada de (Tortora & Derrickson, 2006).....	12
Figura 2 Curvas esfuerzo x deformación del hueso cortical de acuerdo con la velocidad. Imagen obtenida de (Nordin & Frankel, 2004) .....	13
Figura 3 Imágenes médicas en formato DICOM del miembro inferior visualizadas en la plataforma del software MIMICS (Clark et al., 2013; Vallières et al., 2015). ....	16
Figura 4 Información técnica de las imágenes DICOM de miembro inferior. ....	18
Figura 5 Valores de HU obtenidos de la cabeza del fémur de ambos miembros inferiores para estimar el rango de HU de cada tipo de material. ....	20
Figura 6 Distribución de materiales en MIMICS según el tipo de hueso.....	21
Figura 7 Malla volumétrica de cada uno de los huesos de miembro inferior realizados en la plataforma MIMICS Materialice.....	22
Figura 8 Posicionamiento de los marcadores de posición para realizar análisis de movimiento. Imagen obtenida de (Vicon Motion Systems Ltd., 2017). ....	25
Figura 9 Área transversal de los huesos Tibia y Fíbula desde la vista inferior, donde 9,10 y 3 corresponden al área de la fíbula, y 5 y 7 corresponden a la tibia. Imagen obtenida de (Abrahams et al., 2001). ....	27
Figura 10 Análisis de esfuerzos en probeta de tensión en los softwares Fusión 360 y ANSYS Mechanical APDL respectivamente. ....	29
Figura 11 Articulaciones de rodilla y tobillo donde se evidencia el área donde se realizó la fijación de los modelos para dar estabilidad en los modelos a simular por elementos finitos. Imagen obtenida de (Gilroy et al., 2008) .....	30
Figura 12 Resultado obtenido de la deformación total del hueso Fémur del miembro inferior derecho en condiciones normales en ANSYS Mechanical APDL. ....	32
Figura 13 Resultado obtenido de la deformación total del hueso Tibia del miembro inferior derecho en condiciones normales en ANSYS Mechanical APDL. ....	32

Figura 14 Resultado obtenido de la deformación total del hueso Fíbula del miembro inferior derecho en condiciones normales en ANYS Mechanical APDL. ....	33
Figura 15 Gráfico de barras de los esfuerzos máximos entregados por el software de los huesos de miembro inferior. ....	34
Figura 16 Gráfico de barras del desplazamiento máximo entregado por el software de los huesos de miembro inferior. ....	35
Figura 17 Gráfico de barras de la deformación máxima entregado por el software de los huesos de miembro inferior. ....	36

## RESUMEN

En un entorno de gravedad normal, la aceleración es un factor clave en el mantenimiento de las funciones fisiológicas animales, en contraste con el espacio exterior que se caracteriza entre otras cosas por tener un ambiente de microgravedad, el cual tiene graves consecuencias a nivel fisiológico, como modificaciones del sistema óseo debido a la pérdida de la noción del peso, aumentando el riesgo de fracturas al regresar a la Tierra luego de una misión espacial. En el presente trabajo de grado se analiza la variación en las tensiones que puede sufrir el hueso debido a la disminución de densidad ósea a causa de estadías prolongadas en un ambiente de gravedad reducida. Así, se propone una metodología basada en análisis de imágenes médicas en formato DICOM obtenidas a partir de una tomografía computarizada de miembro inferior de un paciente de estudio para el desarrollo de modelos computacionales que, con las fuerzas estimadas proporcionadas en un análisis de movimiento, se desarrollan simulaciones por elementos finitos para obtener indicadores de riesgo de fractura en personas sometidas a ambientes de microgravedad por tiempos prolongados, además, dicha metodología será aplicable para la evaluación de fracturas de personas que dada una condición clínica, presentan una disminución en la densidad ósea, como lo es por ejemplo la osteoporosis y la osteopenia.

En este estudio, fue posible identificar que cuando hay una disminución en la densidad ósea de 2% y 12% ,que corresponden a estadías de dos y seis meses en ambientes de gravedad reducida respectivamente, se presentan alteraciones en las propiedades mecánicas de los componentes óseos de los miembros analizados, las cuales se ven reflejadas principalmente en los desplazamientos producidos en los huesos cuando se ejerce una carga en las articulaciones involucradas en un proceso de marcha regular a nivel de miembro inferior; los resultados indican que, la densidad ósea es inversamente proporcional al desplazamiento de los huesos analizados, es decir, a medida que disminuye la densidad ósea, aumenta el desplazamiento producido.

Por otra parte, cuando se analizan los esfuerzos y deformaciones en los huesos involucrados (Fémur, tibia y fíbula) en el proceso de marcha en las articulaciones evaluadas (Cadera, rodilla y tobillo), se evidencia que los valores permanecen relativamente constantes sin importar los cambios en la densidad ósea, tal como se esperaba que sucediera, pues estos indicadores no deberían cambiar en sus valores por cambios en las propiedades del material de los modelos simulados.

Palabras clave: Microgravedad, Elementos Finitos, densidad ósea, QCT/FEA, Análisis de Movimiento.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## ABSTRACT

In an environment of normal gravity, acceleration is a key factor in maintaining animal physiological functions, in contrast to the outer space that is characterized among other things by having a microgravity environment, which has serious physiological consequences, as modifications of the bone system due to the loss of the notion of weight, increasing the risk of fractures when returning to Earth after a space mission. In this work, the variation in the tensions that the bone can suffer due to the decrease in bone density due to prolonged stays in an environment of reduced severity is analyzed. So, a methodology based on the analysis of medical images in DICOM format obtained from a computed tomography of the lower limb of a specific patient is proposed for the development of computational models that, with the estimated forces provided in a motion analysis, are they develop finite elements analysis to obtain fracture risk indicators in people undergoing microgravity environments for prolonged periods, in addition, this methodology will be applicable for the evaluation of fractures of people who, given a clinical condition, have a decrease in bone density, for example osteoporosis and osteopenia.

In this study, it was possible to identify that when there is a decrease in bone density of 2% and 12% ,corresponding to stays of two and six months in environments of reduced gravity respectively, there are alterations in the mechanical properties of bone components of the analyzed members, which are mainly reflected in the displacements produced in the bones when a load is applied on the joints involved in a process of regular walking at the lower limb; The results indicate that, bone density is inversely proportional to the displacement of the analyzed bones, that is, as bone density decreases, the displacement produced increases.

On the other hand, when the stresses and deformations in the bones involved (Femur, tibia and fibula) in the gait process in the evaluated joints (Hip, knee and ankle) are analyzed, it is evident that the values remain relatively constant regardless of the Bone density changes, as expected, because these indicators should not change in their values due to changes in the material properties of the simulated models.

Keywords: Microgravity, Finite elements analysis, bone density, QCT/FEA, motion analysis.



## INTRODUCCIÓN

Durante las últimas décadas, uno de los grandes misterios que rodea la existencia del ser humano, radican en el conocimiento del cosmos y cómo es posible interactuar con él. Así, mediante diversos medios y con ayuda de diferentes entidades privadas y gubernamentales involucradas, el ser humano se ha dado a la tarea de explorar el sistema planetario más cercano a nuestra tierra. Hoy por hoy, con cortos viajes espaciales, ya sea a las estaciones espaciales como la ISS (Estación Espacial Internacional) o inclusive al astro más cercano a la tierra, la Luna, el ser humano ha obtenido grandes conocimientos en diferentes aspectos que abarcan el entendimiento del universo, entre los cuales es posible destacar el desempeño de los cuerpos animales en ambientes espaciales.

Gracias a diversos estudios, fue posible conocer que los dos factores principales que pueden influir en la salud de un cuerpo animal en un ambiente espacial son la radiación y la microgravedad, siendo esta última el mayor problema para las misiones espaciales que tienen varios meses e inclusive años de duración, pues es el factor que genera mayores efectos nocivos en el cuerpo, en comparación con la radiación cósmica y campos magnéticos que también están en contacto directo y continuo con el organismo de los astronautas (Schcolnik & Labastida, 2014). Desde el primer vuelo espacial tripulado en el año 1961, la salud y la seguridad de los seres humanos se ha supervisado exhaustivamente antes, durante y después de los vuelos espaciales, realizando exámenes médicos que han revelado varias complicaciones en salud y el rendimiento de los viajeros espaciales, incluyendo la pérdida de masa ósea y muscular (Grimm et al., 2016; Carrillo et al., 2015).

Hoy en día, una gran cantidad de investigadores tienen como objeto de estudio los mecanismos de las alteraciones fisiológicas que ocurren cuando el cuerpo humano está expuesto a la microgravedad durante un vuelo espacial y desarrollar posibles soluciones frente a tales problemáticas (Grimm et al., 2016). De modo que resultan los análisis dinámicos del desempeño del cuerpo humano, y el análisis por elementos finitos, una herramienta no invasiva muy útil que permite analizar a nivel mecánico el comportamiento del cuerpo humano en un entorno específico, en la cual, tomando la información de las imágenes médicas obtenidas a partir de una Tomografía Computarizada u algún otro medio de adquisición de imágenes, y los componentes dinámicos de un análisis de movimiento, es posible estimar mediante un proceso de modelación computacional las condiciones mecánicas en la cuales se ve sometido el cuerpo realizando una acción específica en cuyos casos el ambiente sea un factor que altere la morfofisiología corporales.

En el presente trabajo de grado, se propone una metodología que relaciona los procesos involucrados en un análisis de movimiento y QCT/FEA (Tomografía Computarizada Cuantitativa basada en Análisis por Elementos Finitos) para estimar a nivel mecánico los esfuerzos producidos en los huesos de miembro inferior cuando hay una reducción en la densidad ósea a causa de una estadía prolongada del cuerpo humano en un ambiente de microgravedad.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

# 1. PRELIMINARES

## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los vuelos espaciales tripulados han facilitado una gran cantidad de descubrimientos fundamentales sobre el universo, así como información médica sobre la fisiología humana, en los cuales está directamente involucrado el estudio del cuerpo humano en condiciones de microgravedad durante los vuelos espaciales (Nicogossian et al., 2009). De una forma especial, una de las fuerzas que tienen una consecuencia directa sobre la salud humana y que rige gran parte de las leyes físicas del cosmos es la gravedad, la cual ha jugado un papel importante en la historia evolutiva (Schcolnik & Labastida, 2014).

Durante el proceso de evolución, los animales terrestres, en general, las estructuras fisiológicas y las características funcionales de los animales han evolucionado como respuesta a las condiciones gravitacionales del planeta Tierra, evidenciando que, en un entorno de gravedad normal de 1 G, la misma juega un papel clave en el mantenimiento de las funciones fisiológicas animales; en contraste, el espacio exterior se caracteriza entre otras cosas por un alto vacío, fuerte radiación, cambios extremos de temperatura y microgravedad.

La respuesta de adaptación humana a la ingravidez abarca numerosas condiciones fisiológicas, como el mareo espacial, el des acondicionamiento cardiovascular, el volumen y tiempo prolongado de tránsito gastrointestinal y las modificaciones del sistema óseo debido a la pérdida de la noción del peso, aumentando el riesgo de fracturas al regresar a la Tierra, lo cual puede afectar la posibilidad de misiones espaciales a largo plazo (Schcolnik & Labastida, 2014; Vico & Pavy-Le Traon, 2010; Wang et al., 2016; Hu et al., 2014).

La Estación Espacial Internacional (ISS) y los programas de Shenzhou son actualmente las plataformas de investigación más importantes para el estudio experimental de un cuerpo en un estado de ingravidez, especialmente de las células en los diferentes sistemas del cuerpo y de medicina espacial en general, los cuales se utilizan para estudios sobre la integridad física de los astronautas.

Diversos grupos de investigación alrededor de todo el mundo han planteado mecanismos para entender los efectos que tiene la microgravedad sobre los organismos vivos, no obstante, debido a la disponibilidad limitada de recursos tecnológicos, los altos costos y las condiciones de confidencialidad de los experimentos realizados por organizaciones aéreas y espaciales para realizar estudios de microgravedad espacial, el mecanismo de respuesta de las células óseas y la adaptación a la microgravedad no se ha estudiado de una manera plena, de modo que se han desarrollado algunos métodos simulados de microgravedad en tierra para investigar los efectos biológicos de la gravedad reducida (Hu et al., 2014); sin embargo, estos simuladores se basan en montajes físicos que evalúan el desempeño del cuerpo durante periodos muy cortos de tiempo en comparación a la estadía que tienen los astronautas en una misión espacial como en la ISS; además no se evalúa el efecto directo en los miembros y articulaciones a nivel mecánico, como por ejemplo, las tensiones que sufre el hueso debido a la pérdida de masa ósea.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Con base en esta problemática se plantea la pregunta de investigación; ¿Cuál es la variación en las tensiones que puede sufrir el hueso debido a la pérdida de masa ósea, una vez que una persona retorna a la tierra, en comparación con la que puede tener si no viajara a un ambiente de microgravedad por períodos prolongados? En este trabajo de grado se propone una metodología para responder a esta pregunta basado en técnicas de simulación por elementos finitos.

## **1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO**

### **1.2.1 Objetivo General**

Determinar por medio de simulaciones los cambios en las tensiones generados por pérdida de masa ósea en los huesos de miembro inferior durante estadías en ambientes de microgravedad, por medio de análisis de movimiento y simulación por elementos finitos.

### **1.2.2 Objetivos Específicos**

1. Definir los cambios en el espesor de la capa cortical de los huesos de miembro inferior a partir de información recolectada en reportes científicos y revistas especializadas.
2. Modelar los huesos evaluados mediante software CAD a partir de imágenes médicas utilizando el estándar en Imagenología Digital y Comunicaciones en Medicina (DICOM).
3. Estimar las fuerzas producidas en los huesos de los miembros inferiores en un proceso de marcha, mediante un análisis de movimiento utilizando un software de captura de movimiento.
4. Simular por elementos finitos a partir de los modelos óseos, las tensiones producidas en los huesos de miembros inferiores con y sin los efectos de la microgravedad.

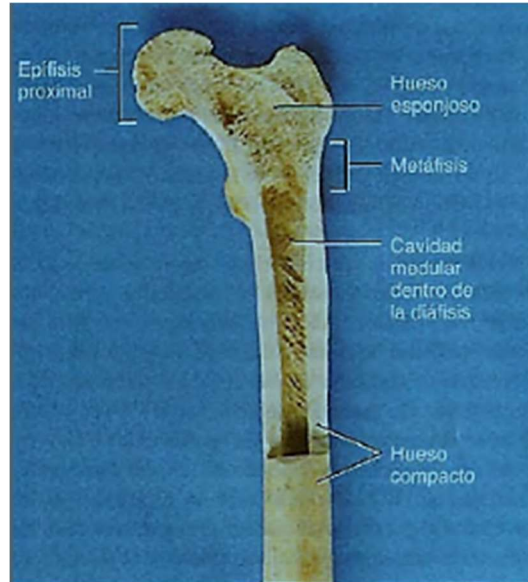
## **1.3 MARCO DE REFERENCIA**

### **1.3.1. Generalidades del hueso**

La característica distintiva del hueso frente al resto de sistemas corporales es su alto contenido de materiales inorgánicos, en forma de sales minerales que hace que el tejido sea duro y rígido, los cuales se combinan íntimamente con la matriz orgánica, que a su vez proporcionan al hueso su flexibilidad y elasticidad. En los huesos, el componente inorgánico está constituida principalmente por calcio y fosfato (Nordin & Frankel, 2004).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

A nivel macroscópico, los huesos se componen de dos tipos de tejido óseo, el hueso cortical o compacto, y hueso esponjoso o trabecular (Figura 1). El hueso cortical proporciona protección y soporte, y ofrece resistencia a diferentes esfuerzos (Tracción, compresión, flexión) causados por el peso de la persona y el movimiento (Tortora & Derrickson, 2006).



*Figura 1 Componentes principales de los huesos ejemplificado en el fémur. Imagen tomada de (Tortora & Derrickson, 2006)*

Por otra parte, la remodelación ósea, que “es el remplazo permanente del hueso viejo por tejido nuevo, dentro de su proceso comprende la llamada resorción ósea (remoción de minerales y fibras colágenas del hueso por osteoclastos) y depósito óseo (incorporación de minerales y fibras colágenas al hueso por osteoblastos). Constantemente se remodela cerca del 5% de masa total del hueso del organismo. El índice de renovación el hueso compacto oscila alrededor del 14% por año y se acerca al 20% anual en el hueso esponjoso” (Tortora & Derrickson, 2006).

El metabolismo normal del hueso depende de varios factores, como la ingesta adecuada de minerales y vitaminas, y de las concentraciones suficientes de diversas hormonas. Para que se produzca el crecimiento y remodelación ósea, son necesarias grandes cantidades de calcio y fósforo, y pequeñas cantidades de flúor, magnesio, hierro y manganeso. Además, la vitamina C se requiere para la síntesis del colágeno (principal proteína del hueso) y para la diferenciación de osteoblastos en osteocitos.

Una de las patologías más conocidas y estudiadas en los huesos es la osteoporosis, que consiste en que la resorción ósea excede el depósito de hueso, esto se debe a la disminución de calcio en el organismo, el cual generalmente se pierde en grandes cantidades en la orina, las heces y el sudor (Tortora & Derrickson, 2006).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

### 1.3.2. Efectos de la carga en la resistencia del hueso

“Dentro de ciertos límites, el tejido óseo tiene la capacidad de modificar su resistencia en respuesta a cambios de estrés mecánico. Cuando se somete el hueso a tensión, se fortalece gracias al aumento de depósito de sales minerales y de la producción de fibras colágenas por los osteoblastos. Sin el estrés mecánico, la remodelación del hueso no es normal, porque la resorción se produce con mayor rapidez en la formación ósea” (Tortora & Derrickson, 2006).

Las principales tensiones mecánicas en un hueso son las que resultan de la tracción de los músculos esqueléticos y de la fuerza de la gravedad.

Debido a que el hueso es un material viscoelástico, su comportamiento biomecánico depende de la velocidad con la que se aplique o retire una carga, de modo que el hueso será más rígido y soporta una mayor carga cuando las mismas se aplican con una mayor velocidad (Figura 2) (Nordin & Frankel, 2004).

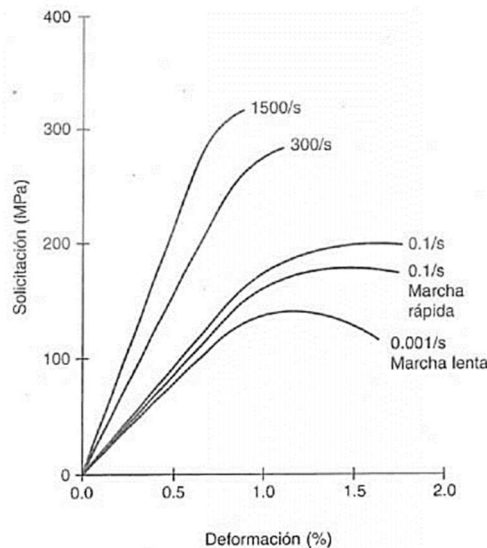


Figura 2 Curvas esfuerzo x deformación del hueso cortical de acuerdo con la velocidad. Imagen obtenida de (Nordin & Frankel, 2004)

### 3.1.3 ¿Que es la microgravedad?

La microgravedad es uno de los principales factores del medio ambiente espacial, y hace referencia a un ambiente en el cual los efectos de la gravedad se hallan reducidos, es decir, la gravedad no tiene un valor de cero (0 G) como generalmente se suele decir, de lo contrario, la aceleración gravitacional toma valores que fluctúan en un rango de una centésima a una millonésima ( $1 \times 10^{-6}$  G) hasta una fracción de la que se presenta la superficie terrestre (1G) (Carrillo et al., 2015; Nicogossian et al., 2009).

### 3.1.4 Método de elementos finitos

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El método de los elementos finitos o FEM (por sus siglas en inglés), es una aproximación de problemas continuos que ha adquirido una gran importancia en la solución de problemas en diversas áreas del conocimiento, como la ingeniería, la física, medicina, entre otras; el método permite realizar un modelo matemático de tal forma que el sistema continuo se divide en un número finito de elementos, en donde su comportamiento se presenta a través de un número finito de parámetros asociados e interconectados a los llamados nodos, y las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en dichos nodos (Araya, Doenitz, & Espinoza, 2015).

Básicamente el FEM se fundamenta en discretizar un modelo continuo, interpolando los valores conocidos en los elementos o nodos, y aproximando los valores de una función a partir del conocimiento de un número finito de puntos. Así, es posible representar el método de elementos finitos de la siguiente manera (Araya et al., 2015):

- 1) *Modelado Geométrico: Creación del modelo matemático del objeto (dominio). Reproducción del sólido en forma precisa y de la geometría de la superficie.*
- 2) *Modelado de Elementos Finitos: Subdividir la geometría del modelo en elementos discretos. Asignar las propiedades del material y del elemento a partir de unas ecuaciones constitutivas que dependen del tipo de comportamiento físico que se desea modelar*
- 3) *Definición del Ambiente: Aplicar las cargas y las condiciones de borde para simular el ambiente de la operación.*
- 4) *Análisis: Computar los resultados (tensiones, deformaciones, etc.) a partir de análisis estáticos, dinámicos o de transferencia de calor. Se resuelven las incógnitas en la frontera de cada uno de los nodos*

### **3.1.5 Análisis de movimiento**

El análisis y entrenamiento de la marcha en una forma u otra es un tema principal en diferentes áreas de la medicina, tales como la fisioterapia y la rehabilitación, en el cual se utilizan diversos métodos de laboratorio para medir las características de la marcha, incluyendo zancada, el análisis de cinemática angular, las plataformas de fuerza, y los análisis de presión del pie y electromiográficos (Nordin & Frankel, 2004).

Generalmente para realizar tales análisis se realizan técnicas optoelectrónicas, el cual usa un sistema de cámaras para capturar las imágenes de una marcha, además de una serie de marcadores de referencia para estimar la localización de los ejes articulares y realizar un posterior análisis vía software.

Las plataformas de fuerza utilizadas en los llamados laboratorios de marcha miden la fuerza de reacción del suelo bajo el pie, y la localización de su punto de aplicación en el plano de la superficie de soporte. Tales plataformas de fuerza usualmente se cambian con los

métodos de cinemática angular para el cálculo de variables cinéticas, tales como momentos angulares (Nordin & Frankel, 2004).

### 3.1.5 QCT/FEA

El QCT/FEA por sus siglas en inglés de Tomografía Computarizada Cuantitativa basada en Análisis por Elementos Finitos es una técnica comúnmente usada en diferentes áreas de la salud para la predicción de fracturas y la estimación de la rigidez con una alta precisión generalmente aplicada en el sistema óseo. Este proceso básicamente consiste en el desarrollo de modelos y simulaciones por elementos finitos de miembros corporales en plataformas digitales a partir del procesamiento de imágenes médicas obtenidas de tomografías computarizadas de un usuario específico (Dragomir-daescu, Buijs, Mceligot, Dai, & Rachel, 2013; Giambini et al., 2015; Imai, Ohnishi, & Bessho, 2006).

En la literatura técnica (Giambini, Zhao, Dragomir-Daescu, Yaszemski, & Nassr, 2016; Haider, Goldak, & Frei, 2018; Koivumäki et al., 2012; Kopperdahl, Morgan, & Keaveny, 2002; Peng, Bai, Zeng, & Zhou, 2006; Rezaei, Carlson, Giambini, Javid, & Dragomir-Daescu, 2019; Taddei, Schileo, Helgason, Cristofolini, & Viceconti, 2007) se ha establecido que las diversas variaciones en los métodos de adquisición de datos de una tomografía computarizada, tales como el tiempo de corriente (mAs), el voltaje (KVp), el tipo de scanner, los algoritmos de reconstrucción, entre otros, afectan directa o indirectamente el valor de la escala de grises, medidas en unidades Hounsfield (HU), de cada uno de los vóxeles que conforman la imagen obtenida del QCT, lo cual es de suma importancia en el momento de la asignación de los materiales en los modelos desarrollados. En este orden de ideas, la asignación de materiales en el método de elementos finitos relacionada con la escala de grises en HU de las imágenes de la tomografía computarizada (CT) se realiza a partir de una serie de ecuaciones que relaciona ambos componentes con las propiedades mecánicas de los materiales, tal que:

$$\rho = \frac{\mu_{ROI} - \beta_{CT}}{\sigma_{CT}} \rightarrow \rho = \frac{\mu_{ROI}}{\sigma_{CT}} - \frac{\beta_{CT}}{\sigma_{CT}} \left[ \frac{mg}{cm^3} \right] \quad \text{Ecuación 1}$$

$$E = a\rho^b \quad [MPa] \quad \text{Ecuación 2}$$

Donde  $\rho$  es la densidad del material de cada vóxel,  $\mu_{ROI}$  es el valor de HU de cada uno de los vóxeles de las imágenes del CT scan,  $\beta_{CT}$  y  $\sigma_{CT}$  son valores generalmente estimados utilizando las barras de calibración en el CT scan y dependiendo de la técnica con la que se realiza es CT scan,  $E$  es el módulo de Young del material, y  $a$  y  $b$  son valores constantes obtenidos generalmente de manera experimental mediante pruebas mecánicas (Giambini et al., 2015; Peng et al., 2006).

Así, con las ecuaciones 1 y 2, y los valores encontrados en la literatura, se asignan las propiedades del material de los modelos óseos y se procede a realizar las respectivas simulaciones de acuerdo con el objeto del estudio, en el caso de este trabajo de grado, la estimación de los cambios en las tensiones de los huesos de miembro inferior.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



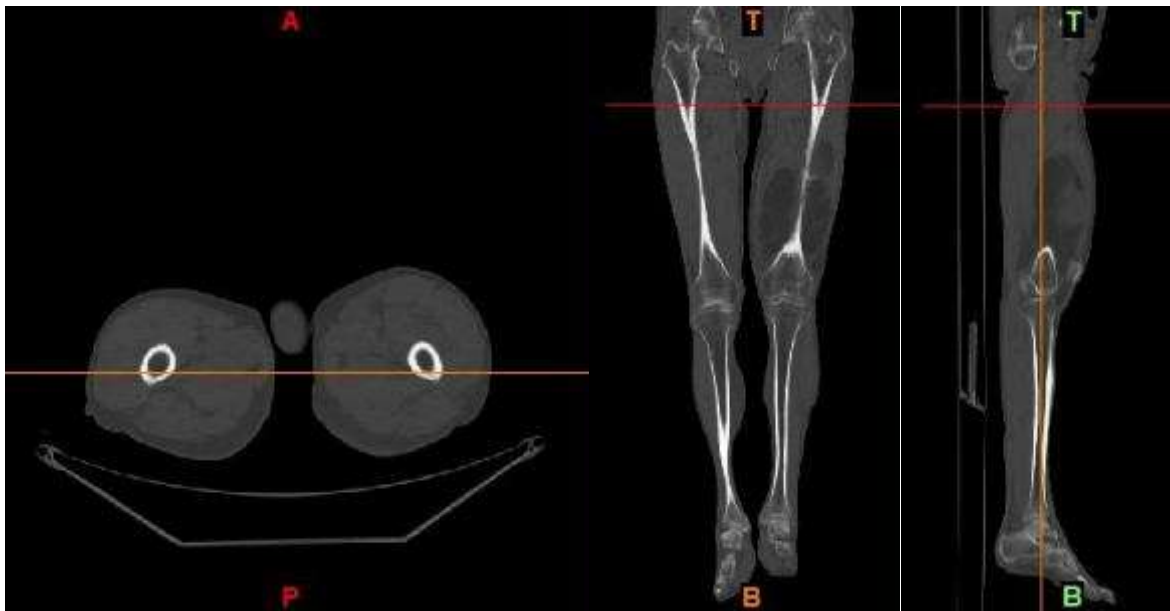
## 2. METODOLOGÍA

Para el desarrollo de este trabajo de grado, se llevaron a cabo una serie de actividades de acuerdo con los objetivos planteados como se lista a continuación.

### 1. Consecución de las imágenes médicas del miembro inferior en formato DICOM.

En este primer procedimiento, como se indica, se realizó la búsqueda y consecución de las imágenes DICOM de una tomografía computarizada de miembro inferior, la cual se realizó en la base de datos libre de “The Cancer Imaging Archive (TCIA)”; éstas es posible ser apreciada en la Figura 3. El criterio de selección de las imágenes en principio fue que el sujeto fuera de género masculino, y que no tuvieran lesiones reportadas en los huesos de los miembros evaluados (Clark et al., 2013; Vallières, Freeman, Skamene, & El Naqa, 2015). No obstante, para este procedimiento, se aconseja obtener las imágenes de miembro inferior directamente desde una tomografía computarizada realizada en el usuario evaluado, para asegurarse de que la calidad de estas sea la más pertinente para el estudio, como se describe en el presente trabajo de grado.

En este orden de ideas, por cuestiones de accesibilidad a un Tomógrafo y efectos prácticos de desarrollo, se optó por acceder a las imágenes DICOM de miembro inferior en plataformas libres digitales.



*Figura 3 Imágenes médicas en formato DICOM del miembro inferior visualizadas en la plataforma del software MIMICS (Clark et al., 2013; Vallières et al., 2015).*

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



## 2. Modelación de los huesos de miembro inferior evaluados a partir de las imágenes descritas en el numeral anterior.

Para desarrollar este procedimiento, se hizo uso del software MIMICS Materialise (Materialise, Lauven, Bélgica) con licencia proporcionada por el Laboratorio de Biomecánica Musculoesquelética y de Ortopedia de la Universidad de San Antonio en Texas, en el cual se realizó la segmentación de cada uno de los huesos de miembro inferior (Fémur, patilla, tibia, fibula), con el fin de diferenciarlos y procesarlos de manera independiente, asignando a cada uno las propiedades mecánicas que le corresponden para generar la maya volumétrica y posteriormente los modelos para ser procesados. Dicho proceso puede ser evidenciado de manera similar en la literatura técnica (Giambini et al., 2015, 2016; Koivumäki et al., 2012; Laz, Stowe, Baldwin, Petrella, & Rullkoetter, 2007; Perez, Fornells, Garc, & Doblar, 2010; Taddei et al., 2007; Vivanco et al., 2014).

Una vez generados los sólidos de los huesos evaluados, se procedió a realizar la asignación de los materiales de los modelos, teniendo en cuenta diversos aspectos relevantes, como lo es el hecho de que, debido a que las imágenes obtenidas no cuentan con las barras de calibración estándar de un tomógrafo, se procedió a utilizar valores promedio obtenidos de la literatura técnica para la asignación de las variables  $\beta_{CT}$  y  $\sigma_{CT}$  necesarias para la utilización de la ecuación 1 para la estimación de la densidad de los voxels de las imágenes, las cuales varían de acuerdo a la técnica utilizada en el CT scan, la resolución de la imagen y la composición ósea del paciente que fue sometido al scan; además, las constantes a y b de la ecuación 2, fueron valores reportados en la literatura que estiman el módulo de elasticidad en hueso cortical y trabecular (Baca, Horak, Mikulénka, & Dzupa, 2008; Haider et al., 2018; Koivumäki et al., 2012; Lagravère et al., 2006; Moghaddam Ostadi, Mahjoob, & Nazarian, 2016; Morgan, Bayraktar, & Keaveny, 2003; Peng et al., 2006; Schileo et al., 2008; Taddei et al., 2007).

Así, de las imágenes obtenidas, es posible adquirir información básica del procedimiento del CT scan que se le realizó al paciente, la cual se observa en la Figura 4, en donde el valor de voltaje empleado fue de kVp = 140 y la técnica de CT scan es Soft o B30. De este modo, con los resultados reportados por (Giambini et al., 2015) evidenciados en la Tabla 1 y con los valores de las imágenes mostradas en la Figura 4, se aprecia que los valores de  $\beta_{CT}$  y  $\sigma_{CT}$  son 1.29 y 6.5 respectivamente, valores que fueron asignados en la ecuación 1. Similarmente, los valores de a y b de la ecuación que relaciona el módulo de Young con la densidad (Ecuación 2), fueron extraídos de la literatura, diferenciando hueso cortical y trabecular (Giambini et al., 2015; Peng et al., 2006).

#### Image Information: CT IMAGES - LEGS - RESEARCH

Minics Project Info

Patient InformationStudy InformationSlices

Description	Value	Unit
Width	512	px
Height	512	px
Pixel Size	0.976562	mm
Algorithm	SOFT	
Reduction	1	
Orientation	RAB	
Field of View	500.00	mm
Gantry Tilt	0.000	degree
Number of Slices	311	
Slice Increment	var.	mm

DICOM Info

AllAcquisitionCriticalImageMainPatient+

Tag	Tag Description	VR	Length	Value
0018,0000				
0018,0020				
0018,0021				
0018,0022	Scan Options	CS	12	HELICAL MODE
0018,0023				
0018,0025				
0018,0050	Slice Thickness	DS	4	3.75
0018,0060	KVP	DS	4	140
0018,0080				
0018,0081				
0018,0082				
0018,0083				
0018,0084				

Figura 4 Información técnica de las imágenes DICOM de miembro inferior.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Volatge (kVp)	Current (mAs)	Slice Thickness	Reconstruction Kernei	Regression parameters	
				Slope (σ <sub>CT</sub> )	y intercept (β <sub>CT</sub> )
80	110	0.6	B30	1.9213	-4.9
			B70	1.9118	-8.0
	450	0.6	B30	1.9270	-9.7
			B70	1.9067	-12.9
120	110	0.6	B30	1.4335	1.4
			B70	1.4129	-1.8
	450	0.6	B30	1.4116	8.0
			B70	1.3857	5.2
140	110	0.6	B30	1.2947	6.5
			B70	1.2693	3.8
	450	0.6	B30	1.3161	6.0
			B70	1.2913	3.4

Tabla 1 Valores de  $\beta_{CT}$  y  $\sigma_{CT}$  obtenidos de literatura (Giambini et al., 2015).

Así, con los valores de las ecuaciones reportados en la literatura, las ecuaciones para asignar los materiales en MIMICS Materialise quedan como:

$$\rho = \frac{\mu_{ROI}}{1.2947} - \frac{6.5}{1.2947} \rightarrow \rho = 0.7723797 \cdot HU - 5.020468 \left[ \frac{mg}{cm^3} \right] \quad \text{Ecuación 3}$$

$$E_{Cortical} = 2063 \cdot \rho^{3.09} [MPa] \quad \text{Ecuación 4}$$

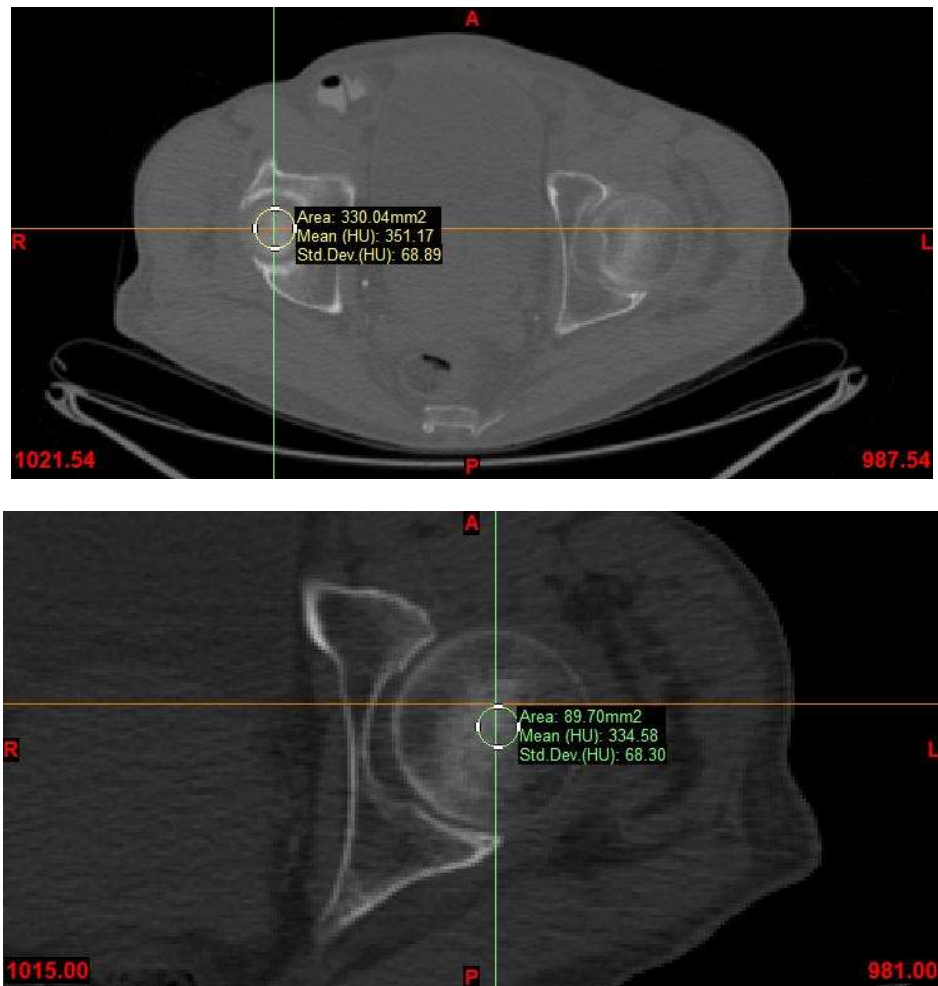
$$E_{Trabecular} = 1904 \cdot \rho^{1.64} [MPa] \quad \text{Ecuación 5}$$

Para, diferenciar los materiales del hueso cortical y trabecular, se asignaron tres materiales en la plataforma de MIMICS Materialise (Materialise, Lauen, Bélgica), donde el rango de la escala de grises en HU de las imágenes del CT scan en general se encuentra entre -146 y 1516 HU. El material 1 se asignó en un rango de -146 y 0 HU, que se puede interpretar como los materiales correspondientes a la sangre, grasa, aire, entre otros, se dio una densidad constante de 0.01 y un modelo de Young constante igual a 0.01, y un coeficiente de Poisson de 0.3. El material 2 se asignó en un rango de 1 y 350 HU, que es son los materiales correspondientes al hueso trabecular, se dio una densidad de acuerdo con la ecuación 3, módulo de Young de acuerdo con la ecuación (5), y un coeficiente de Poisson de 0.3. El material 3 se asignó en un rango de 151 y 1516 HU, que es son los materiales correspondientes al hueso cortical, se dio una densidad de acuerdo con la ecuación 3, módulo de Young de acuerdo con la ecuación 4, y un coeficiente de Poisson de 0.3.

Es necesario resaltar que los rangos de HU de hueso trabecular fueron definidos de manera cualitativa comparando los valores de HU obtenidos de manera manual en el software, en

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

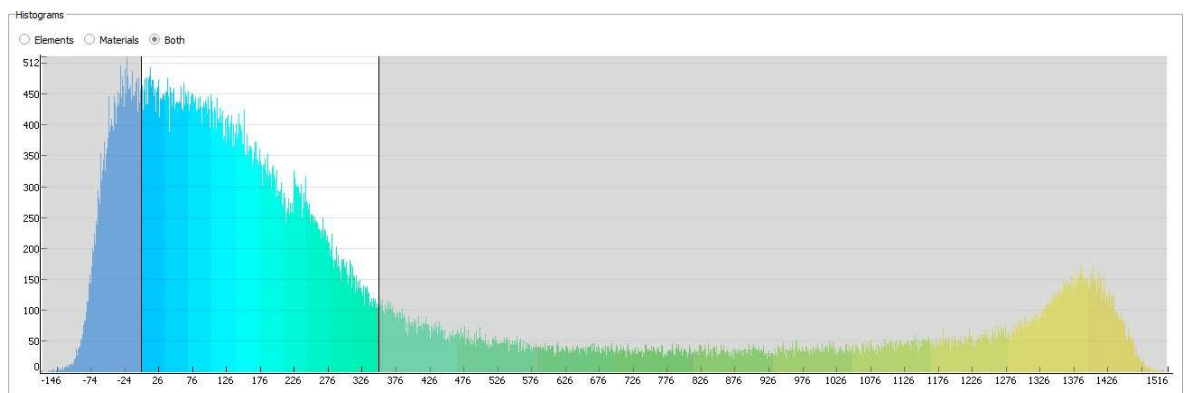
la cual se seleccionaron 6 valores de HU del lugar de miembro inferior donde hay mayor concentración de hueso trabecular (cabeza femoral), y se observó que el máximo valor de HU de hueso trabecular es de aproximadamente 350 HU (Figura 5); además es necesario aclarar que cada tipo de material se dividió en 10 escalas de material, como lo ilustra la Figura 6, y los coeficientes de la ecuación de densidad (Ecuación 3) fueron divididos entre 1000 para obtener las unidades requeridas por el software ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ).



*Figura 5 Valores de HU obtenidos de la cabeza del fémur de ambos miembros inferiores para estimar el rango de HU de cada tipo de material.*

Color	$\rho$	E	$\nu$
	0.00926855	0.882199	0.3
	0.0363018	8.27845	0.3
	0.063335	20.6235	0.3
	0.0903682	36.9431	0.3
	0.117401	56.7455	0.3
	0.144435	79.7129	0.3
	0.171468	105.615	0.3
	0.198501	134.276	0.3
	0.225534	165.553	0.3
	0.252568	199.327	0.3

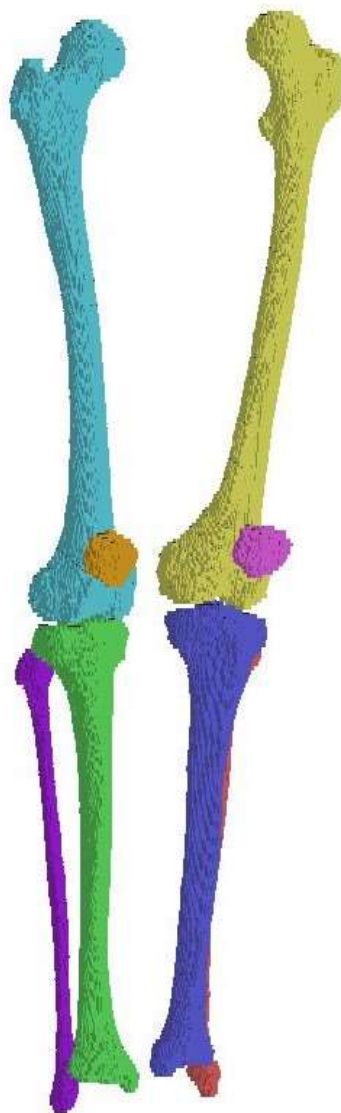
Color	$\rho$	E	$\nu$
	0.311076	55.9059	0.3
	0.401058	122.577	0.3
	0.49104	229.113	0.3
	0.581022	385.348	0.3
	0.671003	601.283	0.3
	0.760985	887.058	0.3
	0.850967	1252.94	0.3
	0.940949	1709.3	0.3
	1.03093	2266.62	0.3
	1.12091	2935.46	0.3



*Figura 6 Distribución de materiales en MIMICS Materialise (Materialise, Lauven, Bélgica según el tipo de hueso).*

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Seguidamente, se obtuvo el sólido y por consiguiente la malla volumétrica de cada miembro (Figura 7) con su respectivo material, que, utilizando elementos hexaédricos se generó un total de 5,793,213 elementos. La optimización de la malla de los modelos se realizó con una función definida en la interfaz de MIMICS Materialise (Materialise, Lauven, Bélgica).



*Figura 7 Malla volumétrica de cada uno de los huesos de miembro inferior realizados en la plataforma MIMICS Materialise (Materialise, Lauven, Bélgica).*

### 3. Estimación de la disminución de la capa cortical de los huesos de miembro inferior.

Para este ítem, se extrajeron los datos obtenidos de la literatura técnica, específicamente las variables reportadas por (Dana Carpenter, LeBlanc, Evans, Sibonga, & Lang, 2010), en donde se muestra que luego de una misión espacial con una duración de entre 5 y 6 meses, hubo una reducción de aproximadamente un 3.37% en el volumen cortical luego del regreso del astronauta a la tierra mediante un análisis por QCT. De este modo, es posible estimar la razón de cambio porcentual en el espesor de la capa cortical, pues suponiendo que el área superficial de los huesos permanece constante antes y después de una misión espacial, debido a que si no es constante, implicaría una reducción en el tamaño del hueso, lo cual no se consideró para este trabajo de grado por efectos prácticos, y teniendo en cuenta que el área superficial se puede describir como  $A = \frac{V}{e}$ , donde  $A$  es área superficial,  $V$  es el volumen de la capa cortical, y  $e$  es el espesor de la capa cortical, se tiene que:

$$A1 = \frac{V1}{e1} = A2 = \frac{V2}{e2}$$

$$\frac{V1}{e1} = \frac{V2}{e2} \rightarrow \frac{e2}{e1} = \frac{V2}{V1}$$

Teniendo esto presente, y con los datos obtenidos de la literatura, se tiene que el porcentaje de reducción de capa cortical en un periodo de aproximadamente seis meses en un ambiente de microgravedad es de 9.663%, tal que:  $\frac{e2}{e1} = \frac{96.63}{100} * 100 = 9.663\%$

No obstante, para la realización de los modelos y su respectiva asignación de materiales, se tuvo en cuenta que la disminución de densidad ósea por efectos de microgravedad, ha reportado en dos etapas de acuerdo con la duración de las misiones espaciales, dos meses y seis meses, de acuerdo con el objetivo de la misión, es de un 2% y 12% respectivamente (Sibonga, 2013). De este modo, para la ecuación 3, se aplicó una reducción de 2% y 12% en sus valores, haciendo alusión a una disminución de densidad ósea por exposición a los diferentes periodos de tiempo en un ambiente de microgravedad según ha sido reportado.

Así las ecuaciones de densidad para cada una de las disminuciones porcentuales son:

$$\rho_{2\%} = 0.000756932106 \cdot HU - 0.0049241864 \quad \text{Ecuación 6}$$

$$\rho_{12\%} = 0.000679694136 \cdot HU - 0.0044217184 \quad \text{Ecuación 7}$$

De acuerdo con estas ecuaciones de densidad, se asignaron a los modelos óseos las propiedades correspondientes a la disminución de densidad ósea de 2% y 12% (Ecuación 6 y 7), módulo de elasticidad (Ecuación 4 y 5) y coeficiente de Poisson, de modo que sea posible tener una comparación en los esfuerzos producidos por una carga específica en los grupos de los modelos con y sin reducción en la densidad ósea.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

#### 4. Análisis de movimientos para estimación de las fuerzas producidas en las inserciones de los huesos de miembro inferior.

En este paso de la metodología, se realizó el análisis de movimiento del proceso de marcha del autor del presente trabajo de grado según los protocolos estimados para el software de captura de movimiento VICON proporcionados en el laboratorio CAME de la Universidad EIA siguiendo el procedimiento que se describe a continuación.

a. Toma de medidas antropométricas:

Medida		Izquierdo	Derecho
Ancho Pelvis	<i>Distancia entre crestas iliacas</i>	248 mm	
Altura Pierna	<i>Altura cresta-maléolo</i>	890 mm	890 mm
Ancho Rodilla	<i>Ancho Cóndilos femorales</i>	96 mm	95 mm
Ancho Tobillo	<i>Ancho maléolos</i>	77 mm	75 mm
Altura	<i>Distancia pies-cabeza</i>	172 cm	
Masa	-	80 kg	

*Tabla 2 Medidas antropométricas del autor del presente trabajo de grado para la realización del análisis de movimiento*

- b. Calibración inicial de las cámaras del sistema para reconocimiento del entorno.
- c. Ubicación de marcadores en miembros inferiores según la Figura 8.
- d. Calibración del sistema con el sujeto sobre las plataformas de prueba para dimensionar miembros.
- e. Realización del análisis de movimiento del proceso de marcha del autor de este trabajo de grado. De modo que se calcularon las reacciones en los segmentos corporales y de piso para movimientos de marcha, por el método de la dinámica inversa; es decir a partir de las posiciones de los segmentos corporales se infiere las fuerzas y momentos aplicadas; estos datos fueron proporcionados por el sistema VICON.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



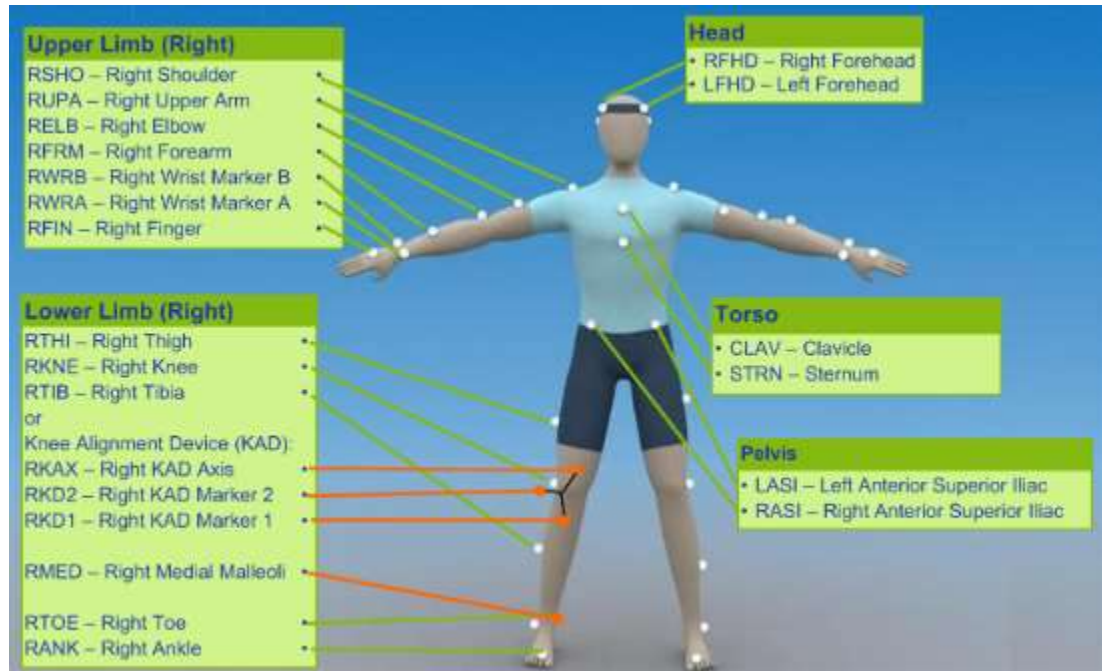


Figura 8 Posicionamiento de los marcadores de posición para realizar análisis de movimiento. Imagen obtenida de (Vicon Motion Systems Ltd., 2017).

Para determinar el número de ensayos que se debía realizar en el análisis de movimiento, se procedió a evaluar los resultados obtenidos en cada prueba, específicamente la fuerza máxima obtenida en el proceso de marcha en las articulaciones analizadas, cadera, rodilla y tobillo, discriminando los planos sagital, frontal y transversal, extrayendo así el valor absoluto del máximo valor de fuerza en éstos tres planos. Una vez se tuvo este valor en cada ensayo realizado, se determinó el número de pruebas necesarias para obtener una confianza del 95% en los resultados obtenidos, tal que (Montgomery, 2004):

$$n = \frac{\left( \frac{(Z_{\alpha} - Z_{\beta})}{2} \right)^2 \cdot \sigma^2}{\delta^2} \quad \text{Ecuación 8}$$

Donde  $Z_{\frac{\alpha}{2}}$  es el valor correspondiente a la probabilidad de obtener resultados con una confianza de 95% para una prueba unilateral, el cual tiene un valor de 1.64,  $Z_{\beta}$  es el valor correspondiente a la probabilidad de error esperado, con un valor de 0.84,  $\sigma$  la desviación estándar y  $\delta$  es la mínima diferencia admisible por parte del operador, el cual fue definido con el criterio de que no se obtuvieran valores muy elevados al calcular el número de ensayos  $n$ , así, se le asignó un valor de 0.5 N.

Así, cada vez que se realizaba un ensayo, se registraba el valor máximo de fuerza en el proceso de marcha, y mediante la ecuación 8, se estimó el número de ensayos necesarios

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

para obtener una confianza del 95% en los valores de fuerza obtenidos en cada una de las articulaciones de ambos miembros inferiores. Este procedimiento se puede observar en la tabla 3, y es posible apreciar que, para todos los casos, se requiere de máximo 5 ensayos para obtener el nivel de confianza esperado, sin embargo, se realizaron 7 ensayos para asegurar estos valores en caso tal de que se tenga un resultado inesperado en los valores de fuerza a causa de calibración del sistema, o cuestiones de paralaje.

Cadera Izquierda				Rodilla Izquierda				Tobillo Izquierda			
Ens.	F(N)	$\sigma(N)$	n	Ens.	F(N)	$\sigma(N)$	n	Ens.	F(N)	$\sigma(N)$	n
1	9.71			1	10.68			1	11.16		
2	8.85	0.61	9.16	2	9.78	0.64	10.11	2	10.26	0.64	10.13
3	8.40	0.67	10.96	3	9.28	0.71	12.50	3	10.18	0.55	7.37
4	8.65	0.57	8.00	4	9.53	0.61	9.23	4	10.19	0.48	5.64
5	9.15	0.35	3.10	5	10.06	0.38	3.53	5	10.56	0.26	1.61
6	7.93	0.61	9.30	6	8.78	0.65	10.61	6	9.71	0.48	5.79
7	9.00	0.57	<b>7.92</b>	7	9.88	0.60	<b>8.98</b>	7	10.47	0.44	<b>4.88</b>

Cadera Derecho				Rodilla Derecho				Tobillo Derecho			
Ens.	F(N)	$\sigma(N)$	n	Ens.	F(N)	$\sigma(N)$	n	Ens.	F(N)	$\sigma(N)$	n
1	8.52			1	9.52			1	10.50		
2	9.48	0.68	11.37	2	10.36	0.60	8.82	2	10.86	0.26	1.62
3	8.88	0.48	5.81	3	9.91	0.42	4.42	3	10.90	0.22	1.21
4	9.11	0.40	4.01	4	9.99	0.35	2.96	4	10.45	0.24	1.37
5	8.44	0.48	5.62	5	9.52	0.33	2.71	5	10.43	0.01	0.01
6	9.31	0.42	4.39	6	10.19	0.35	2.95	6	10.70	0.21	1.09
7	8.61	0.41	<b>4.09</b>	7	9.52	0.35	<b>3.02</b>	7	10.34	0.22	<b>1.22</b>

*Tabla 3 Cálculo de tamaños muestral para número de ensayos de análisis de marcha*

Seguidamente, se procedió a calcular las fuerzas que se ingresarán en las simulaciones como parámetros de entrada en el software utilizado. Así, para efectos prácticos del desarrollo de este trabajo de grado, se seleccionó el ensayo de análisis de marcha con los datos que tuvieran valores más elevados, pero dentro del rango de normalidad en un proceso de marcha y se obtuvieron las componentes de la fuerza en cada plano que será aplicada en las articulaciones analizadas. Es necesario resaltar que los valores de fuerza obtenidos desde VICON son expresados como una razón de la masa corporal del sujeto que realiza el análisis de movimiento, así que para tener los valores en las unidades del sistema internacional (Newtons), se realizó el producto de esta razón por el peso del individuo ( $80kg \times 9.8 \frac{m}{s^2} = 784 N$ ).

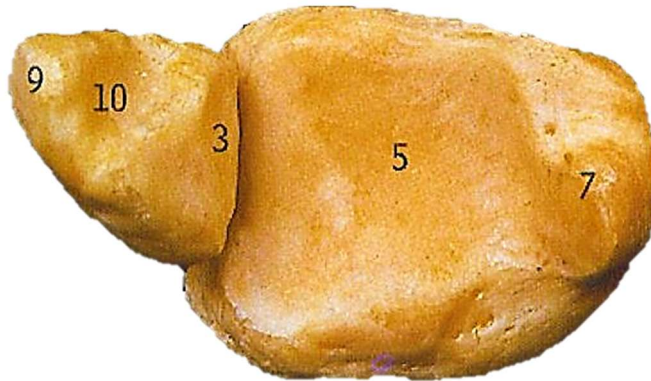
Además, se tomaron los ángulos de la fuerza máxima del proceso de marcha en cada una de las articulaciones en el análisis de movimiento en sus respectivos planos, y se calcularon las componentes de cada una de las fuerzas, como  $F_j = F_i \cdot \cos\theta$  o  $F_j = F_i \cdot \sin\theta$  para las componentes horizontal y vertical de la fuerza, respectivamente.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Es necesario resaltar que, para la estimación de las fuerzas producidas en el tobillo, en la cual se ve involucrado principalmente los huesos Tibia y Fíbula, se realizó una distribución de la fuerza total ejercida en el tobillo de acuerdo con el área transversal de cada uno de los huesos, tal que:

$$F_i = \left( \frac{A_i}{A_T} \right) \cdot F_T$$

Dónde  $F_i$  es la fuerza ejercida de cada miembro,  $A_i$  es el área transversal del hueso evaluado,  $A_T$  es la sumatoria de las áreas transversales de los huesos involucrados, y  $F_T$  es la fuerza total producida estimada en el análisis de movimiento en la articulación del tobillo. El área transversal de los huesos tibia y Fíbula en la región inferior, se calculó a partir de una imagen previamente escalada con las dimensiones del autor de este trabajo de grado, obtenida de (Abrahams, Marks, & Hutchings, 2001), y mediante herramientas computacionales en el software Solid Edge (Siemens PLM Software, Texas, U.S), se midió el área transversal de ambos huesos (Figura 9). De este modo, el área transversal de la Tibia y fíbula fueron 1974.70 mm<sup>2</sup> y 582.27 mm<sup>2</sup> respectivamente.



*Figura 9 Área transversal de los huesos Tibia y Fíbula desde la vista inferior, donde 9, 10 y 3 corresponden al área de la fíbula, y 5 y 7 corresponden a la tibia. Imagen obtenida de (Abrahams et al., 2001).*

Así, en la tabla 4 se muestran las fuerzas estimadas medidas en Newtons de los huesos evaluados de acuerdo con la articulación estudiada, de modo que es posible observar la discriminación de los huesos en su respectiva articulación de la siguiente manera: a) Para la articulación de la cadera, solo se tiene en consideración el hueso fémur. b) Para la articulación de la rodilla, únicamente se tiene presente que la fuerza es ejercida sobre los platillos tibiales, por ende, solo se considera la Tibia. c) Para la articulación del tobillo, como se mencionó con anterioridad, se tiene en cuenta los huesos tibia y fíbula.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	Cadera			Rodilla		
	Fémur (N)			Tibia (N)		
	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
<b>Izquierdo</b>	-4960.19	-2281.75	-445.19	-6885.81	4080.10	218.06
<b>Derecho</b>	-7309.89	210.18	-499.15	-8625.83	3002.08	206.25
	Tobillo					
	Tibia (N)			Fíbula (N)		
	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
<b>Izquierdo</b>	6283.89	-238.21	1814.87	1852.68	-70.23	535.08
<b>Derecho</b>	5901.83	1860.78	73.16	1740.03	548.61	21.57

*Tabla 4 Fuerzas [N], en las articulaciones principales de miembro inferior de los huesos evaluados.*

## 5. Simulación por elementos finitos

En este ítem, se procedió a realizar las respectivas simulaciones por elemento finitos de los huesos evaluados en cada una de las articulaciones analizadas de acuerdo con las fuerzas estimadas en el análisis de movimiento.

En primer lugar, el software que se utilizó para realizar este procedimiento fue ANSYS Mechanical APDL (ANSYS, Pennsylvania, U.S), cuya licencia investigativa fue proporcionada por la Universidad EIA, sin embargo, debido al desconocimiento de las escalas de las unidades del software, se realizó una comparación de unidades en valores de esfuerzo con un software conocido por el autor de este trabajo de grado, Autodesk Fusión 360 (Autodesk, California, U.S), en los cuales, se diseñó una probeta de tensión con dimensiones conocidas y se aplicó una carga de 100 N en dirección que permita evaluar los esfuerzos producidos en tensión. Este procedimiento se realizó tanto en el software Fusión 360 como en ANSYS Mechanical APDL, y se compararon los valores de esfuerzo para estimar la proporción o escala que hay entre los resultados del software conocido y con el que se realizaron las simulaciones de los huesos evaluados. Estas pruebas son posibles observarlas en la figura 10.

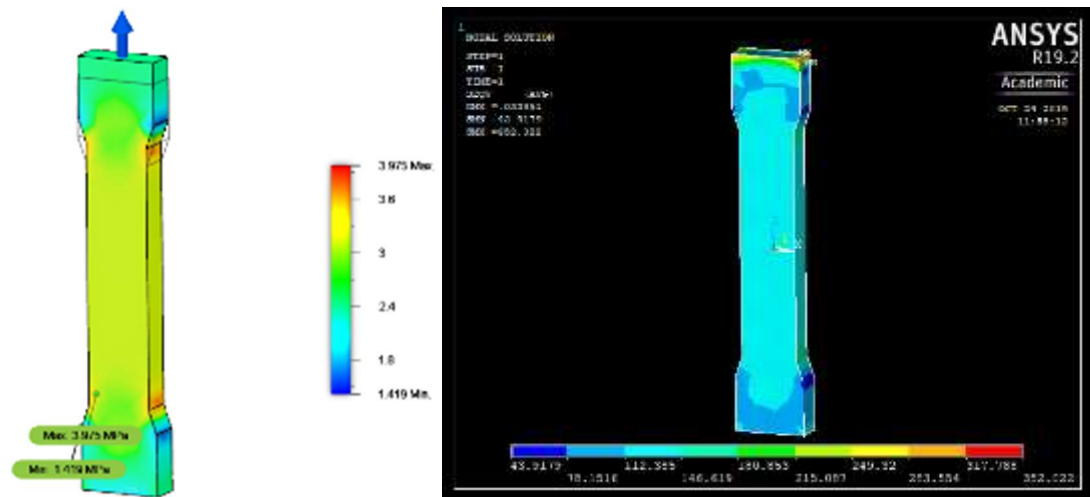


Figura 10 Análisis de esfuerzos en probeta de tensión en los softwares Autodesk Fusión 360 y ANSYS Mechanical APDL respectivamente.

A partir de la simulación proporcionada por las simulaciones y teniendo en cuenta que los resultados de esfuerzos de ambos softwares esta dado en [MPa], se tiene que el esfuerzo máximo de tensión en el software Autodesk Fusión 360 es de 3.98 MPa y de ANSYS Mechanical APDL es de 352.02 MPa, por lo que factor de proporción de unidades es de aproximadamente 100 unidades, por lo que todos los resultados obtenidos en la plataforma de ANSYS Mechanical APDL deberán ser divididos entre 100 para así tener los valores reales en [MPa]. Esto debido a que cuando se ingresa los modelo e ANSYS, ha un cambio en la escala de estos.

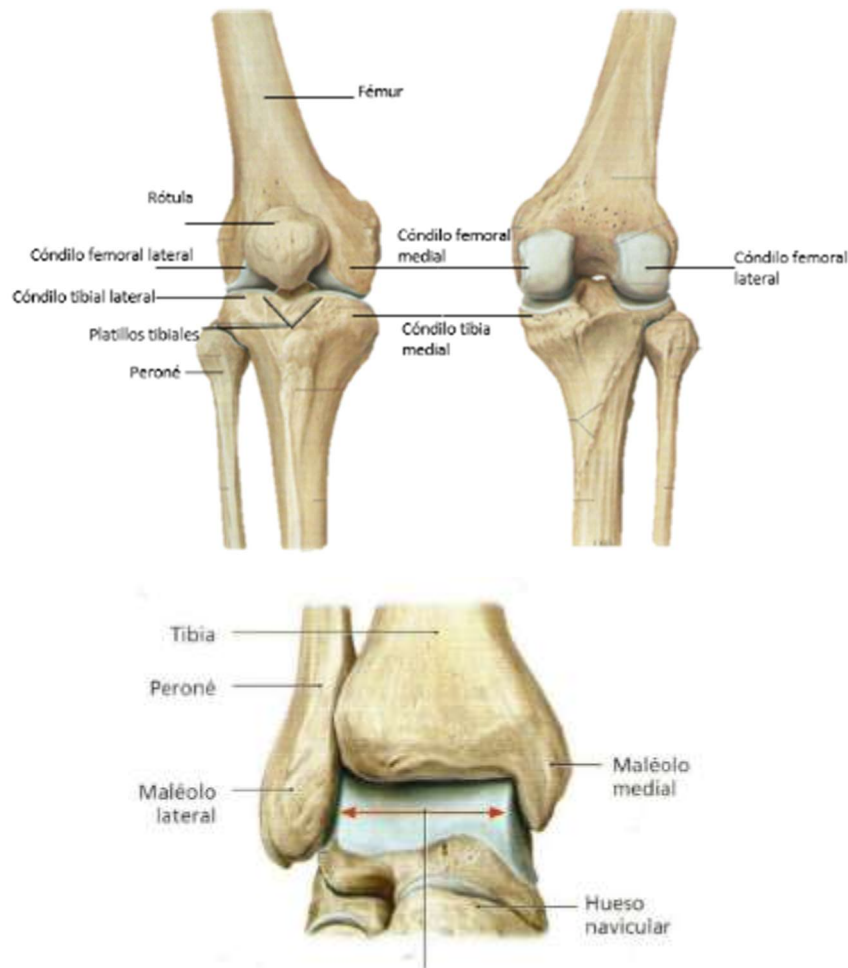
Así, teniendo estos aspectos presentes, se importó ca da uno de los modelos de huesos del miembro ro inferior en el software y se asignaron los respectivos materiales de cada uno de los huesos, los cuales incluyen, densidad, módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson, que varían de acuerdo al hueso, y a la disminución en la densidad ósea, ya sea que no haya reducción de la misma, o que haya una reducción de 2% y 12%, que hacen alusión a la disminución producida por ausencia de gravedad en una misión espacial con respecto al tiempo de estancia en el espacio, de modo tal que sea posible realizar la comparación adecuada de los huesos de miembro inferior para los casos en los que el cuerpo está en condiciones normales, es decir gravedad terrestre de 1 G, con respecto a los casos en los que hay una reducción en la densidad ósea de 2% y 12% cuando el cuerpo está en condiciones de microgravedad por 2 y 6 meses respectivamente.

Seguidamente, se procedió a realizar las simulaciones de los huesos evaluados de acuerdo con las fuerzas producidas en el proceso de marcha en cada una de las articulaciones como se muestra en la tabla 4. No obstante, para realizar una simulación que cumpla con los parámetros mínimo exigidos por el software, es necesario contar con una estabilización del modelo, por lo que se requiere fijar un punto o área donde el desplazamiento en todos los grados de libertad tenga un valor de cero.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

En este orden de ideas, para el hueso fémur, la fuerza fue aplicada en el área superior de la cabeza femoral, y se realizó la fijación en el área inferior de los cóndilos femorales. Para la Tibia, se aplicaron las fuerzas distribuidas en igual magnitud en los platillos tibiales, y se fijó en el área adyacente al maléolo medial. Para la articulación de la rodilla, en la cual se tiene en consideración los huesos Tibia y Fíbula, la fuerza fue aplicada en los maléolos medial y lateral respectivamente, y la fijación se realizó en las áreas superiores de ambos huesos. Para tener una mayor claridad de la ubicación de las fuerzas y fijaciones, observar la figura 11.

Finalmente, se analizaron los esfuerzos, desplazamientos y deformaciones de cada uno de los huesos de miembro inferior al ser sometidos por una carga equivalente a la producida en las articulaciones en un proceso de marcha, presentando o no una alteración en las propiedades mecánicas a causa de la disminución de la densidad ósea a causa de estacioncitas prolongadas en un ambiente de microgravedad.



*Figura 11 Articulaciones de rodilla y tobillo donde se evidencia el área donde se realizó la fijación de los modelos para dar estabilidad en los modelos a simular por elementos finitos. Imagen obtenida de (Gilroy et al., 2008)*

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



### 3. PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Una vez realizado todo el procedimiento descrito con anterioridad, se obtuvieron los resultados de las simulaciones para esfuerzo, deformación y desplazamiento de los huesos en cuestión, según se observa en la figura 12, 13 y 14 para los huesos Fémur, Tibia y Fíbula respectivamente. Para la obtención de tales resultados, por razones de funcionamiento interno del software, fue necesario dividir las fuerzas de la tabla 4 entre 1000, pues el sistema únicamente permitía ingresar valores de fuerza entre -100N y 100N, así que se realizó dicho escalamiento para asegurarse que todos los valores de fuerza obtenidos a partir del análisis de movimiento estuvieran dentro del rango permitido por el software. Las fuerzas equivalentes de la tabla 4 escaladas con el factor de 1000 para ingresar como parámetros iniciales de ANYS Mechanical APDL para realizar las simulaciones respectivas, puede ser apreciada en la tabla 5.

	Cadera			Rodilla			Tobillo					
	Fémur (N)			Tibia (N)			Tibia (N)			Fíbula (N)		
	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
Izquierdo	-4.96	-2.28	-0.45	-6.89	4.08	0.22	6.28	-0.24	1.81	1.85	-0.07	0.54
Derecho	-7.31	0.21	-0.50	-8.63	3.00	0.21	5.90	1.86	0.07	1.74	0.55	0.02

*Tabla 5 Fuerzas [N] de la tabla 4, de las articulaciones principales de miembro inferior de los huesos evaluados dividido por el factor de 1000 para ingresar al software utilizado para la simulación.*

De este modo, todos los resultados de esfuerzo, deformación y desplazamiento obtenidos de las simulaciones requirieron de un proceso adicional para mostrar en valor real obtenido; fue necesario dividir por 100 por el factor de escalamiento de unidades del software.

Así, se muestran los valores obtenidos en las simulaciones de cada uno de los huesos según la articulación analizada en su estado normal y con disminuciones de densidad ósea de 2% y 12%. En las tablas 6 y 7 se muestran los resultados de los esfuerzos Von Mises, las tablas 8 y 9 muestra el desplazamiento total que sufrieron los huesos al aplicarse una carga, y en las tablas 10 y 11 la deformación Von Mises.

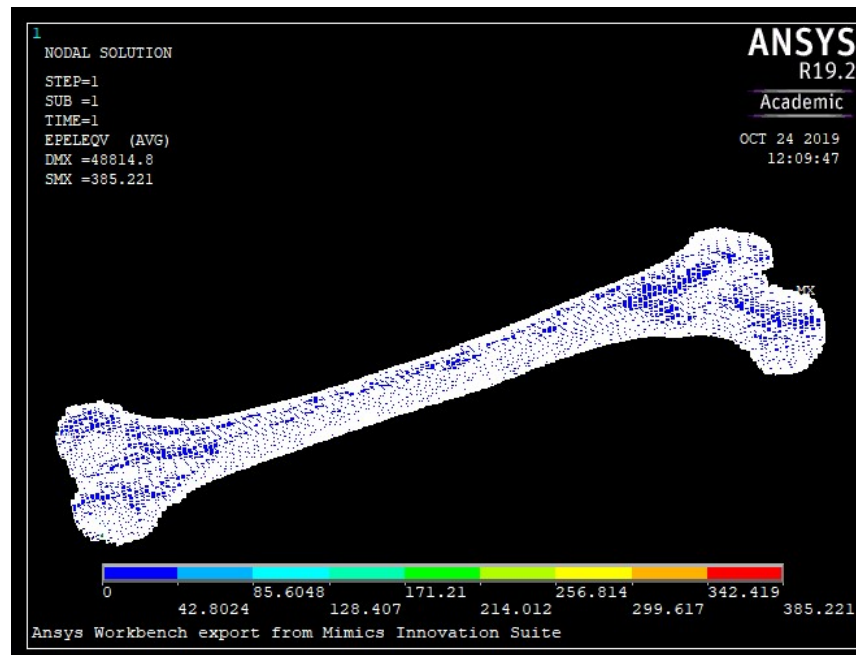


Figura 12 Resultado obtenido de la deformación total del hueso Fémur del miembro inferior derecho en condiciones normales en ANSYS Mechanical APDL.

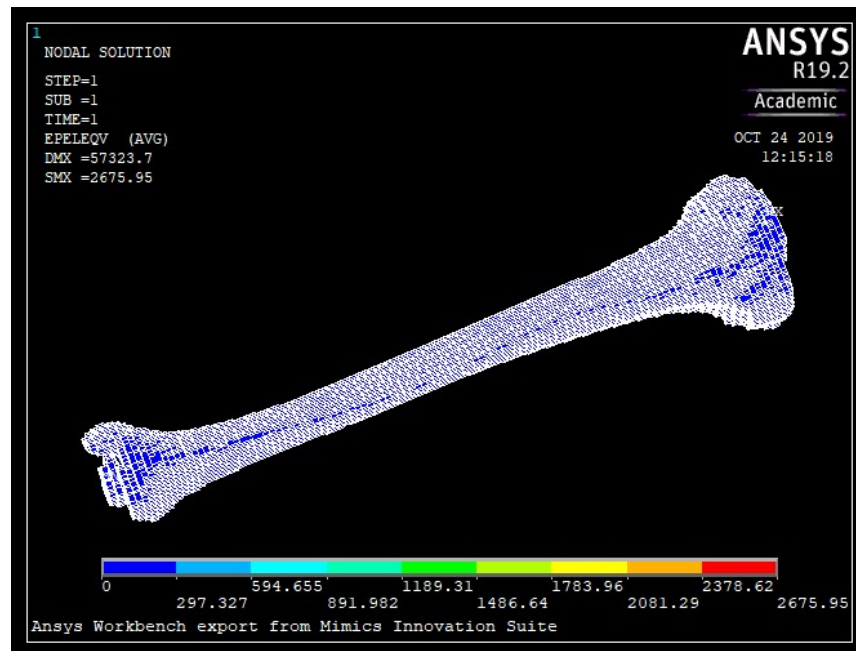


Figura 13 Resultado obtenido de la deformación total del hueso Tibia del miembro inferior derecho en condiciones normales en ANSYS Mechanical APDL.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



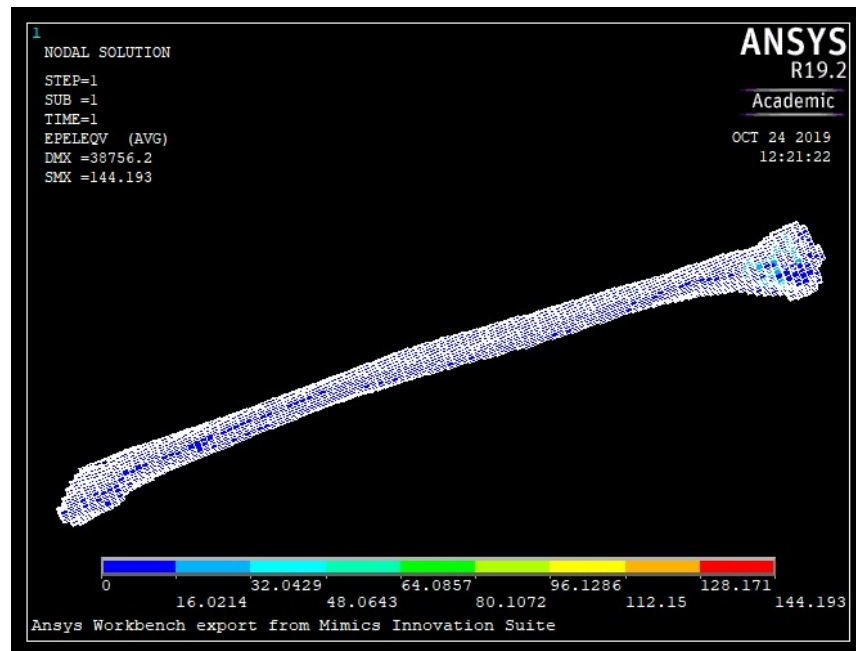


Figura 14 Resultado obtenido de la deformación total del hueso Fíbula del miembro inferior derecho en condiciones normales en ANSYS Mechanical APDL.

Articulación	Hueso	Derecho (MPa)			Izquierdo (MPa)		
		Normal	2%	12%	Normal	2%	12%
Cadera	Fémur	9832.74	9803.69	9621.74	8634.29	8562.97	8389.26
Rodilla	Tibia	12292.90	11942.50	11715.70	15032.60	15225.90	14901.70
Tobillo	Tibia	7652.17	7650.68	7724.36	4601.77	4602.32	4605.75
	Fíbula	5048.55	4996.64	4857.24	14971.30	11936.10	12117.90

Tabla 6 Esfuerzos máximos Von Mises entregados por el software de los huesos de miembro inferior en [MPa].

Articulación	Hueso	Derecho (MPa)			Izquierdo (MPa)		
		Normal	2%	12%	Normal	2%	12%
Cadera	Fémur	98.32741	98.0369	96.2174	86.3429	85.6297	83.8926
Rodilla	Tibia	122.929	119.425	117.157	150.326	152.259	149.017
Tobillo	Tibia	76.5217	76.5068	77.2436	46.0177	46.0232	46.0575
	Fíbula	50.4855	49.9664	48.5724	149.713	119.361	121.179

Tabla 7 Esfuerzos máximos Von Mises de los huesos de miembro inferior en [MPa] luego de ser operados por el factor de escalamiento.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

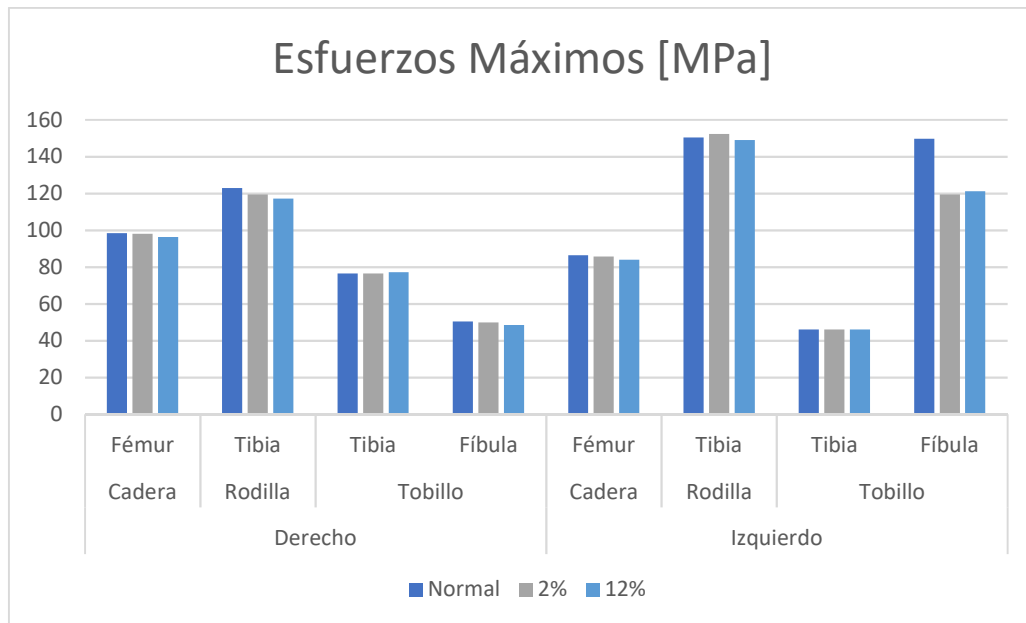


Figura 15 Gráfico de barras de los esfuerzos máximos entregados por el software de los huesos de miembro inferior.

Con respecto a los esfuerzos producidos en los huesos al aplicar las cargas generadas en un proceso de marcha con y sin disminución de densidad ósea, es posible observar que en promedio se mantienen en un rango similar en cada una de las articulaciones, esto debido a que en general los esfuerzos producidos en un sólido no dependen directamente de las propiedades mecánicas del material, de lo contrario, éstos dependen estrictamente de la geometría del sólido y de la carga aplicada.

De igual manera, es posible observar que, en un proceso de marcha común, es decir, sin alteraciones mecánicas por patologías y demás, la tibia es el hueso que mayores esfuerzos debe soportar cuando se analiza la articulación de la rodilla, esto debido a que, en un proceso de marcha, hay una gran cantidad de cargas axiales que actúan sobre tal articulación en el momento de impactar con el suelo en la marcha.

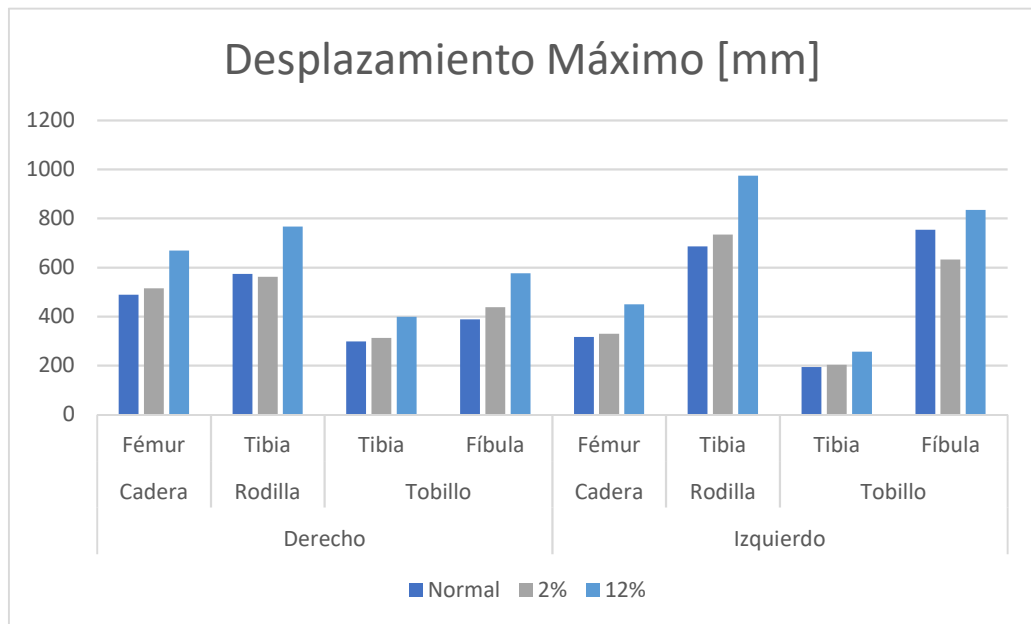
Articulación	Hueso	Derecho (mm)			Izquierdo (mm)		
		Normal	2%	12%	Normal	2%	12%
Cadera	Fémur	48814.80	51460.10	66903.10	31684.10	32952.40	44950.00
Rodilla	Tibia	57323.70	56199.80	76593.50	68549.70	73363.10	97395.20
Tobillo	Tibia	29833.80	31222.80	39805.20	19329.40	20197.50	25670.50
	Fíbula	38756.20	43784.40	57539.80	75323.20	63159.50	83405.20

Tabla 8 Desplazamientos máximos totales entregados por el software de los huesos de miembro inferior en [mm].

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Articulación	Hueso	Derecho (mm)			Izquierdo (mm)		
		Normal	2%	12%	Normal	2%	12%
Cadera	Fémur	488.148	514.601	669.031	316.841	329.524	449.5
Rodilla	Tibia	573.237	561.998	765.935	685.497	733.631	973.952
Tobillo	Tibia	298.338	312.228	398.052	193.294	201.975	256.705
	Fíbula	387.562	437.844	575.398	753.232	631.595	834.052

*Tabla 9 Desplazamientos máximos totales de los huesos de miembro inferior en [mm] luego de ser operados por el factor de escalamiento.*



*Figura 16 Gráfico de barras del desplazamiento máximo entregado por el software de los huesos de miembro inferior.*

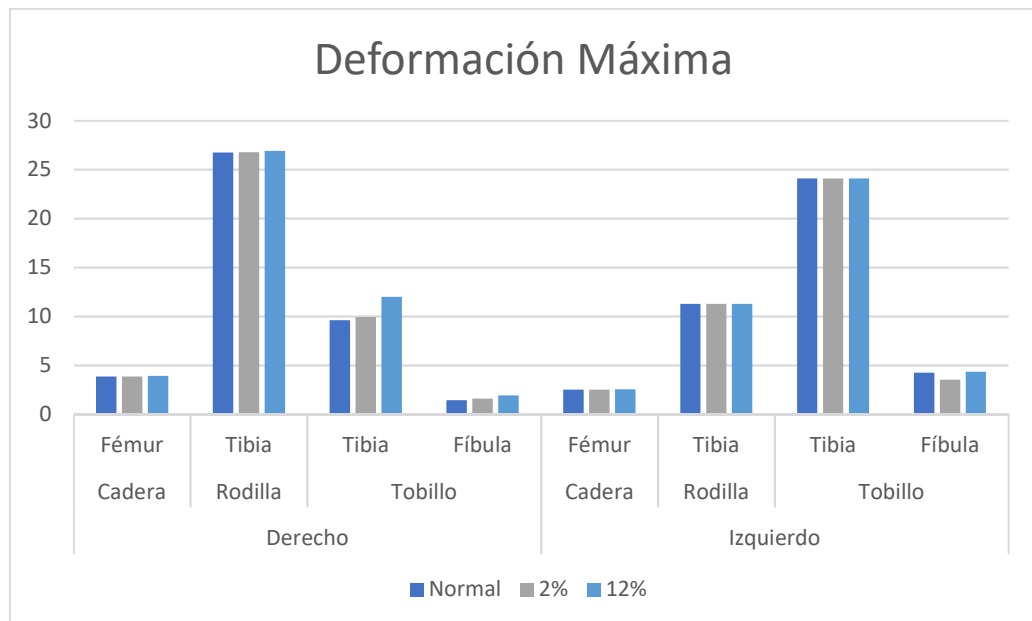
Con respecto a los valores obtenidos en la distancia desplazada de los huesos evaluados de acuerdo con las fuerzas aplicadas del proceso de marcha, se evidencia que para la mayoría de los casos, a excepción de la fíbula en el miembro izquierdo con disminución de 2% en la densidad ósea, se produce un aumento significativo en el desplazamiento a medida que disminuye la densidad ósea en los huesos, siendo el valor de desplazamiento mucho mayor cuando la densidad ósea se ve reducida en un 12%, en éste caso a causa de ausencia de gravedad durante un periodo de aproximadamente 6 meses en el espacio.

Articulación	Hueso	Derecho			Izquierdo		
		Normal	2%	12%	Normal	2%	12%
Cadera	Fémur	385.22	386.37	393.46	250.49	251.20	255.47
Rodilla	Tibia	2675.95	2676.60	2691.65	1127.15	1126.98	1126.26
Tobillo	Tibia	959.61	994.41	1199.53	2411.10	2410.85	2409.42
	Fíbula	144.19	160.30	193.79	426.06	352.08	433.21

*Tabla 10 Deformaciones máximas Von Mises entregados por el software de los huesos de miembro inferior.*

Articulación	Hueso	Derecho			Izquierdo		
		Normal	2%	12%	Normal	2%	12%
Cadera	Fémur	3.85221	3.86374	3.93463	2.50493	2.51204	2.55472
Rodilla	Tibia	26.7595	26.766	26.9165	11.2715	11.2698	11.2626
Tobillo	Tibia	9.5961	9.94405	11.9953	24.111	24.1085	24.0942
	Fíbula	1.44193	1.60295	1.93786	4.26057	3.52083	4.33214

*Tabla 11 Deformaciones máximas Von Mises de los huesos de miembro inferior luego de ser operados por el factor de escalamiento.*



*Figura 17 Gráfico de barras de la deformación máxima entregado por el software de los huesos de miembro inferior.*

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Finalmente, analizando la deformación de cada uno de los huesos evaluados, es posible identificar que dichos valores permanecen relativamente constantes en sus respectivas articulaciones y, nuevamente la tibia en la articulación de la rodilla es quien sufre mayores deformaciones.

En un ámbito general, es posible evidenciar que cuando hay una disminución en la densidad ósea, el comportamiento mecánico de los huesos se ve afectada considerablemente, lo que da a intuir que en el momento que un astronauta retorna de una misión espacial, solo con realizar un proceso de marcha sencillo, sus huesos de miembro inferior puede sufrir cambios inesperados que pueden causar incluso una fractura cuando se recibe un impacto relativamente grande en comparación con el recibido en una marcha.

No obstante, es posible identificar que los resultados expuestos en las tablas y gráfico de barras de los desplazamientos de los modelos, se tienen valores muy elevados, pues si se analizan las propiedades mecánicas del hueso, estos valores de desplazamiento con respecto a la fuerza aplicada serían valores representativos para un material más elástico que un hueso, dando a intuir que en caso de que el desplazamiento obtenido fuera correcto, el hueso podría fracturar. Además, la literatura muestra que los rangos generales en los que puede fallar el hueso fluctúan alrededor de los 150 MPa (Wirtz et al., 2000), lo cual da a indicar que los valores de esfuerzo producidos en los modelos evaluados puede estar dentro de un rango aceptable y en su mayoría no indicarían fractura.

Sin embargo, es posible evidenciar que, a pesar de que los resultados elevados obtenidos en el presente trabajo de grado, estos se pueden interpretar correctamente con respecto a las proporciones de los valores, pues se muestran aumentos o permanencias en los criterios expuestos de acuerdo con la articulación y la disminución de densidad ósea.

Una de las posibles causas que generaron una elevación en los valores de los resultados de desplazamiento, es la calidad de las imágenes DICOM del CT scan que se extrajeron la base de datos libre, pues dada la baja resolución con la que cuenta, la escala de grises de cada uno de los vóxeles que componen la imagen de va a ver afectada, disminuyéndose el valor de HU de estos, lo que a su vez causa que en la ecuación 1 el valor de la densidad de cada vóxel se disminuya, alterando las propiedades mecánicas en la ecuación 2, disminuyendo el módulo de elasticidad y haciendo que el sólido se comporte de manera muy elástica, incluso mucho más de lo esperado.

## 4. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

El trabajo de grado presentado en este informe cuenta con el uso de herramientas con un alto estándar de calidad, que permite simplificar muchos procesos para la generación de modelos computacionales a partir de imágenes DICOM, como lo es el caso de MIMICS Materialice, el cuál es un software muy útil que proporciona información importante en la generación de los modelos, especialmente los materiales de los miembros corporales evaluados, lo que permite generar una aproximación más real de las propiedades mecánicas de los modelos generados en relación con la realidad biológica de los mismos, de modo que sea posible realizar análisis por elementos finitos, no solo de componentes óseos, sino también de tejidos blandos y demás, y tiene la virtud de que su interfaz gráfica es muy amigable con el usuario para una correcta utilización. Por ende, es posible concluir en primera instancia que la generación de los sólidos, y la malla de elementos finitos fue realizada de manera satisfactoria en relación con las imágenes de miembro inferior encontradas.

En segundo lugar, y enfocándose más en los resultados obtenidos y el caso de estudio, es posible interpretar que, efectivamente a medida que hay una estancia mas prolongada en un ambiente donde hay una aceleración de la gravedad casi nula y que por consiguiente hay una disminución progresiva en la densidad ósea, la integridad mecánica de los huesos se ve considerablemente afectada, pues tiende a haber un mayor desplazamiento en diferentes puntos críticos, el hueso tiene mayor probabilidad de fractura cuando se realiza un movimiento que genera altas cargas y esfuerzos en las articulaciones en inserciones óseas. Debido a estas posibles complicaciones es que diferentes agencias aéreas y espaciales proponen metodologías de acondicionamiento físico antes, durante y después de una misión espacial de corta o larga duración, que permitan al individuo adaptarse nuevamente a un ambiente de gravedad regular y que no requiera realizar movimientos que atenten contra la integridad de los componentes corporales en cuestión.

Si embargo, es necesario realizar mas estudios utilizando las plataformas requeridas para el desarrollo de este trabajo de grado, pues el cambio de escala en los modelos y la densidad de los elementos de estos cuando se importan en ANSYS para realizar las simulaciones, puede ser un elemento fundamental que puede cambiar los resultados obtenidos. Así, resulta necesario explorar los parámetros con los que se realiza la Tomografía Computarizada para tener una mejor resolución en las imágenes, además de corroborar la escala del tamaño con la que se importan los modelos en ANSYS, de modo que sea posible asegurar que los resultados obtenidos en las simulaciones están en los rangos esperados al realizar una comparación con lo reportado en la literatura.

Mediante metodologías como las descritas en el presente trabajo de grado, es posible estimar la probabilidad de fractura de los huesos en un movimiento específico, no necesariamente marcha, sino también en la realización de un gesto deportivo, algún movimiento de alto impacto, o una acción simple de una persona que tenga una patología que involucre la disminución de densidad ósea, como es el caso de la osteoporosis y osteopenia; pues mediante diversas técnicas de imagenología, análisis de movimiento y análisis por elementos finitos, es viable estudiar de manera personalizada el

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

comportamiento mecánico del sistema osteomuscular de manera no invasiva, y permite prevenir complicaciones clínicas de un usuario que por desconocimiento de su morfología pueda atentar contra su integridad física.

Por otra parte, durante la ejecución del presente trabajo de grado fue posible identificar que hubo una limitación en las herramientas utilizadas, pues a pesar de que el software utilizado para la realización de las simulaciones de los huesos de miembro inferior, ANSYS Mechanical APDL, tiene herramientas computacionales extras que permite asignar propiedades de materiales diferentes en un grupo de elementos del modelo, que, a diferencia de otras plataformas comerciales no cuentan con esas herramientas, la interfaz gráfica es un poco engorrosa de utilizar, y se requiere de una mayor cantidad de licencias y un computador con más capacidad para una utilización eficiente del software.

De manera similar, para la obtención de resultados mas acordes a los esperados, se requiere de la disponibilidad de imágenes DICOM que permita mejorar la visualización de los miembros evaluados, asegurando así la generación de modelos con propiedades mecánicas similares a las reportadas e la literatura. Preferiblemente, en la medida de lo posible, para obtener criterios mas adecuado en el estudio de un usuario, se debe realizar la tomografía computarizada directamente en el paciente evaluado, pues la información del conjunto de imágenes con las cuales se realizará el modelo con sus respectivas simulaciones varía dependiendo de la morfofisiología de cada individuo.

Finalmente, es posible concluir que de acuerdo con el alcance que se planteó en la realización del trabajo de grado, se satisficieron todos los objetivos propuestos, pues la metodología empleada abarca de manera individual cada uno de los objetivos estipulados, pero que se interrelacionan entre si para lograr una meta común en un caso de estudio que por cuestiones de preferencias del autor, tuvo un enfoque especial en la disminución de densidad óseas por ausencia de gravedad, pero que a nivel general, es posible ser empleado en diversos ámbitos de la ingeniería biomédica. Además, se logró evidenciar que el autor del presente informe, como ingeniero biomédico en formación, pudo aplicar los conocimientos teóricos y prácticos adquiridos en las asignaturas de la carrera profesional de ingeniería biomédica en un ámbito real con plena satisfacción.

## REFERENCIAS

- Abrahams, P., Marks, S., & Hutchings, R. (2001). *Gran Atlas McMinn de Anatomía Humana* (Nueva Edic).
- Araya, K., Doenitz, M., & Espinoza, J. (2015). *Método de los Elementos Finitos*.
- Baca, V., Horak, Z., Mikulenska, P., & Dzupa, V. (2008). Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses. *Medical Engineering and Physics*, 30(7), 924–930. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2007.12.009>
- Carrillo, R. J. A. D. P., Medranoc, Carlos Alberto Peña Pérezd, O., Iván Flores Riverae, A. O. T., Osvaldo Cortés Antonioe, J. C., de Jesúse, L. M. M., & Saucedoe. (2015). Efectos fisiológicos en un ambiente de microgravedad. *Revista de La Facultad de Medicina UNAM*, 58(3), 13–24. Retrieved from <http://new.medigraphic.com/cgi-bin/resumen.cgi?IDREVISTA=21&IDARTICULO=58953&IDPUBLICACION=5881>
- Clark, K., Vendt, B., Smith, K., Freymann, J., Kirby, J., Koppel, P., ... Prior, F. (2013). The cancer imaging archive (TCIA): Maintaining and operating a public information repository. *Journal of Digital Imaging*, 26(6), 1045–1057. <https://doi.org/10.1007/s10278-013-9622-7>
- Dana Carpenter, R., LeBlanc, A. D., Evans, H., Sibonga, J. D., & Lang, T. F. (2010). Long-term changes in the density and structure of the human hip and spine after long-duration spaceflight. *Acta Astronautica*, 67(1–2), 71–81. <https://doi.org/10.1016/j.actaastro.2010.01.022>
- Dragomir-daescu, D., Buijs, J. O. Den, Mceligot, S., Dai, Y., & Rachel, C. (2013). Robust QCT/FEA Models of Proximal Femur Stiffness and Fracture Load During a Sideways Fall on the Hip. *Ann Biomed Eng*, 39(2). <https://doi.org/10.1007/s10439-010-0196-y>.Robust
- Giambini, H., Nassr, A., Huddleston, P. M., Dragomir-Daescu, D., An, K.-N., & Camp, J. J. (2015). The Effect of Quantitative Computed Tomography Acquisition Protocols on Bone Mineral Density Estimation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(11), 114502. <https://doi.org/10.1115/1.4031572>
- Giambini, H., Zhao, C., Dragomir-Daescu, D., Yaszemski, M. J., & Nassr, A. (2016). Quantitative Computed Tomography Protocols Affect Material Mapping and Quantitative Computed Tomography-Based Finite-Element Analysis Predicted Stiffness. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(9), 091003. <https://doi.org/10.1115/1.4034172>
- Gilroy, A., Brian, M., Ross, L., Schunko, M., Shulto, E., & Shumacher, U. (2008). *Atlas de Anatomía*. (Editorial Médica Panamericana, Ed.) (1st ed.).
- Haider, I. T., Goldak, J., & Frei, H. (2018). Femoral fracture load and fracture pattern is accurately predicted using a gradient-enhanced quasi-brittle finite element model. *Medical Engineering and Physics*, 55, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.02.008>
- Hu, L., Li, R., Su, P., Arfat, Y., Zhang, G., Shang, P., & Qian, A. (2014). Response and adaptation of bone cells to simulated microgravity. *Acta Astronautica*, 104(1), 396–408. <https://doi.org/10.1016/j.actaastro.2014.05.008>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



- Imai, K., Ohnishi, I., & Bessho, M. (2006). Nonlinear Finite Element Model Predicts Vertebral Bone Strength and Fracture Site. *SPINE*, 31(16), 1789–1794.
- Koivumäki, J. E. M., Thevenot, J., Pulkkinen, P., Kuhn, V., Link, T. M., Eckstein, F., & Jämsä, T. (2012). Ct-based finite element models can be used to estimate experimentally measured failure loads in the proximal femur. *Bone*, 50(4), 824–829. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2012.01.012>
- Kopperdahl, D. L., Morgan, E. F., & Keaveny, T. M. (2002). Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone, 20, 801–805.
- Lagravère, M. O., Fang, Y., Carey, J., Toogood, R. W., Packota, G. V., & Major, P. W. (2006). Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. *Dentomaxillofacial Radiology*, 35(6), 407–409. <https://doi.org/10.1259/dmfr/55276404>
- Laz, P. J., Stowe, J. Q., Baldwin, M. A., Petrella, A. J., & Rullkoetter, P. J. (2007). Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. *Journal of Biomechanics*, 40(13), 2831–2836. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.03.013>
- Moghaddam Ostadi, A., Mahjoob, M. J., & Nazarian, A. (2016). Assigning Material Properties to Finite Element Models of Bone: A New Approach Based on Dynamic Behavior. *Proceedings of the 7th International Conference on Computational Methods*. Retrieved from <http://www.sci-en-tech.com/ICCM2016/PDFs/1759-6308-1-PB.pdf>
- Montgomery, D. (2004). *Diseño y Analisis de Experimentos*. (Limusa Wiley, Ed.) (2nd ed.).
- Morgan, E. F., Bayraktar, H. H., & Keaveny, T. M. (2003). Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00071-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00071-X)
- Nicogossian, A., Williams, R., Huntoon, C., Doarn, C., Polk, J., & Schneider, V. (2009). *Space Physiology and Medicine* (Vol. 239). <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-6652-3>
- Nordin, M., & Frankel, V. (2004). *Biomecánica básica del Sistema Musculoesquelético*. (McGraw-Hill, Ed.) (3rd ed.).
- Peng, L., Bai, J., Zeng, X., & Zhou, Y. (2006). Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Medical Engineering and Physics*, 28(3), 227–233. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.06.003>
- Perez, M., Fornells, P., Garc, J. M., & Doblar, M. (2010). Validation of Bone Remodelling Models Applied To Different Bone Types Using Mimics. *ResearchGate*.
- Rezaei, A., Carlson, K. D., Giambini, H., Javid, S., & Dragomir-Daescu, D. (2019). Optimizing Accuracy of Proximal Femur Elastic Modulus Equations. *Annals of Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02238-9>
- Scholnik, A., & Labastida, N. (2014). How is hematology involved in the era of aerospace medicine ? : Systemic and hematological changes in the astronaut aeroespacial : cambios hematológicos en los astronautas. *Revista de Hematología*, 122–128.
- Schileo, E., Dall'Ara, E., Taddei, F., Malandrino, A., Schotkamp, T., Baleani, M., & Viceconti, M.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- (2008). An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *Journal of Biomechanics*, 41(11), 2483–2491. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.017>
- Sibonga, J. D. (2013). Spaceflight-induced bone loss: Is there an Osteoporosis Risk? *Current Osteoporosis Reports*, 11(2), 92–98. <https://doi.org/10.1007/s11914-013-0136-5>
- Taddei, F., Schileo, E., Helgason, B., Cristofolini, L., & Viceconti, M. (2007). The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements. *Medical Engineering and Physics*, 29(9), 973–979. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.10.014>
- Tortora, G., & Derrickson, B. (2006). *Principios de Anatomía y Fisiología*. (Editorial Médica Panamericana, Ed.) (11th ed.).
- Vallières, M., Freeman, C. R., Skamene, S. R., & El Naqa, I. (2015). A radiomics model from joint FDG-PET and MRI texture features for the prediction of lung metastases in soft-tissue sarcomas of the extremities. *Physics in Medicine and Biology*, 60(14), 5471–5496. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/14/5471>
- Vico, L., & Pavy-Le Traon, a. (2010). Adaptación del esqueleto humano en el espacio. *EMC - Aparato Locomotor*, 43(2), 1–9. [https://doi.org/10.1016/S1286-935X\(10\)70879-0](https://doi.org/10.1016/S1286-935X(10)70879-0)
- Vicon Motion Systems Ltd. (2017). Full body modeling with Plug-in Gait. Retrieved October 25, 2019, from [docs.vicon.com/display/Nexus26/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait](https://docs.vicon.com/display/Nexus26/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait)
- Vivanco, J. F., Burgers, T. A., García-Rodríguez, S., Crookshank, M., Kunz, M., MacIntyre, N. J., ... Ploeg, H. L. (2014). Estimating the density of femoral head trabecular bone from hip fracture patients using computed tomography scan data. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(6), 616–626. <https://doi.org/10.1177/0954411914540285>
- Wang, X., Du, J., Wang, D., Zeng, F., Wei, Y., Wang, F., ... Qing, H. (2016). Effects of simulated microgravity on human brain nervous tissue. *Neuroscience Letters*, 627, 199–204. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.06.004>
- Wirtz, D. C., Schi, N., Pandorf, T., Radermacher, K., Weichert, D., & Forst, R. (2000). Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33, 1325–1330.